

Pedalkraft, Muskelaktivität und physiologische Kenngrößen auf Ergometer, Laufband und Bahn bei ElitebahnradSPORTlern

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Dr. phil.
im Fach Sportwissenschaft

eingereicht an der Philosophischen Fakultät IV
der Humboldt-Universität zu Berlin
von Janine Strunz

Präsident der Humboldt-Universität zu Berlin:
Prof. Dr. Jan-Hendrik Olbertz
Dekan der Philosophischen Fakultät IV:
Prof. Dr. phil. Ernst von Kardorff

Gutachter: 1. Prof. Dr. med. R. Wolff
2. Prof. Dr. med. H. Mellerowicz
3. Prof. Dr. med. K.-M. Braumann

eingereicht: 23.02.2011

Datum der Verteidigung: 30.11.2011

Für meinen Sohn
Jul
und den Weg ins Leben

Abstract

Auf der Radrennbahn können Leistungsdiagnostik und Techniktraining nur sehr eingeschränkt durchgeführt werden. Alternativen bieten sich mit Ergometer (Ergo) und Laufband (LB). Das erste Ziel dieser Arbeit war zu klären, inwieweit sich EMG, Pedalkraft und physiologische Kenngrößen beim Radfahren auf dem Ergo oder auf dem LB vom Radfahren auf der Bahn unterscheiden. Um die Wettkampfleistung beeinflussen zu können, müssen die Besonderheiten des Muskelkoordinationsmusters sowie des Tangentialkraft-Winkel-Kurvenverlaufes im wettkampfspezifischen Intensitätsbereich erkannt werden. Das zweite Ziel der Arbeit war daher die Analyse von Muskelaktivität und Tangentialkraft bei wettkampfnaher Belastung auf der Radrennbahn, um hieraus Erkenntnisse für die Trainingspraxis zu gewinnen.

Im ersten Ergebnisteil zeigten sich signifikante Unterschiede für die physiologischen Kennwerte, die Tangentialkraft und die Muskelaktivität im Vergleich Bahn vs. Ergo (U1) sowie Bahn vs. LB (U2). Die mittlere Tangentialkraft und die physiologischen Kennwerte waren in der U1 und U2 auf der Bahn signifikant geringer als auf dem Ergo bzw. LB. Die Aktivität einiger Muskeln wies hingegen auf der Bahn signifikant höhere Werte auf als beim Ergo- und LB-Test. Im Vergleich Bahn vs. Ergo konnten für sechs und im Vergleich Bahn vs. LB für zwei der zehn abgeleiteten Muskeln signifikante Unterschiede nachgewiesen werden. Aus den Ergebnissen des ersten Untersuchungsteils kann gefolgert werden, dass für die Leistungsdiagnostik und das Techniktraining das LB dem Ergo vorgezogen werden sollte.

Im zweiten Ergebnisteil wurde nachgewiesen, dass bestimmte Muskeln an der Anpassung der gesamten muskulären Beanspruchung an die wettkampfnaher Belastung besonders stark beteiligt sind. Im Kraft- und Radtraining sollte diesen Muskeln besondere Beachtung zukommen. Auch die Tangential-Kraft-Winkelkurve wies bei wettkampfnaher Belastung Besonderheiten auf, welche mit einem Feedbacktraining angesteuert werden könnten.

Schlüsselwörter:

BahnradSPORT, Trettechnik, Pedalkraft, EMG, Leistungssport, Leistungsdiagnostik

Abstract

Performance diagnostics and technical training can only be carried out in a restricted manner on the cycling track. The alternatives are the ergometer (ergo) and treadmill (TM). The first objective of this paper was to clarify to what extent EMG, pedal force and physiological parameters during cycling on the ergo or TM differ from cycling on the track. The peculiarities of the muscle coordination pattern as well as the tangential force-angle-course of curve in the intensity range specific to competition must be recognized to be able to influence performance. The second objective of the paper was therefore the analysis of muscle activity and tangential force during stress on the cycle track close to the race to obtain findings for practical training as a result.

In the first part of the results there were significant differences for the physiological parameters, the tangential force and the muscle activity when comparing track and ergo (U1) as well as track and TM (U2). The average tangential force and the physiological parameters in U1 and U2 on the track were significantly lower than on the ergo or TM. The activity of some muscles on the track, however, showed significantly higher values than on the ergo and TM test. When comparing track vs. ergo six of the ten derived muscles showed significant differences, when comparing track vs. TM it was two of the ten muscles. We can conclude from the results of the first part of the investigation that the TM is preferable to the ergo for performance diagnostics and technical training.

The second part of the results showed that certain muscles play a significant role in the adaptation of the entire muscular stress to stress during the race. Special attention should be paid to these muscles during strength and cycle training. The tangential force-angle curve also showed peculiarities during stress close to the race, which could be controlled with feedback training.

Key words:

Track Cycling, pedalling technique, pedal force, EMG, competitive sports, Performance diagnostics

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	VI
Abkürzungsverzeichnis	IX
Symbolverzeichnis	XI
Abbildungsverzeichnis	XII
Tabellenverzeichnis	XVIII
1 Einleitung	1
2 Literaturbesprechung	2
3 Theoretische Grundlagen	5
3.1 Tretbewegung und Pedalkraft	5
3.2 Oberflächen-Elektromyographie	9
3.3 Muskelaktivität während der Tretbewegung	11
3.3.1 Muskeln mit ihren Funktionen	13
4 Zielsetzung und Hypothesen	18
5 Methodik	20
5.1 Probanden	20
5.2 Messorte und Messgeräte	22
5.2.1 Radrennbahn, FES-Zeitfahrrad, FES RadErgoMeter S2000 und Laufband	23
5.2.2 Pedalkraftanalysesystem	26
5.2.3 Elektromyographie-Ableitungen	30
5.2.4 Bestimmung der physiologischen Kenngrößen: Herzfrequenzmessung, Spirometrie und Laktatanalyse	31
5.3 Untersuchungsdesign	33

5.4	Messparameter.....	36
5.4.1	Messparameter - Pedalkraft	36
5.4.2	Messparameter - Elektromyographie und physiologischen Kenngrößen	36
5.5	Auswertungsverfahren	37
6	Ergebnisse	41
6.1	Unterschiede zwischen dem Radfahren auf der Radrennbahn und dem Ergometer (U1)	42
6.1.1	Physiologische Kenngrößen – Bahn vs. Ergometer.....	44
6.1.2	Tangentialkraft – Bahn vs. Ergometer.....	46
6.1.3	Elektromyographie – Bahn vs. Ergometer	51
6.2	Unterschiede zwischen dem Radfahren auf der Radrennbahn und dem Laufband (U2)	66
6.2.1	Physiologische Kenngrößen – Bahn vs. Laufband	68
6.2.2	Tangentialkraft – Bahn vs. Laufband	69
6.2.3	Elektromyographie – Bahn vs. Laufband	74
6.3	Wettkampfspezifische Analyse von muskulärer Beanspruchung, intermuskulärer Koordination und Pedalkraft beim Radfahren auf der Radrennbahn (U2-T1)	88
6.3.1	Veränderung der muskulären Beanspruchung mit zunehmender mechanischer Leistung	89
6.3.2	Korrelation von muskulärer Beanspruchung und Kraft, Sauerstoffaufnahme sowie Herzfrequenz.....	95
6.3.3	Muskelaktivität bei wettkampfnaher Belastung	100
6.3.4	Tangentialkraft bei wettkampfnaher Belastung	115
7	Diskussion	120
7.1	Diskussion der Ergebnisse und Überprüfung der Hypothesen	120

7.1.1	Radrennbahn vs. Ergometer (U1) sowie Radrennbahn vs. Laufband (U2)	121
7.1.2	Wettkampfspezifische Analyse von Muskelaktivität und Pedalkraft beim Radfahren auf der Radrennbahn (U2-T1)	127
7.2	Methodenkritik	136
7.3	Ausblick und Schlussfolgerungen für die Trainingspraxis	139
8	Zusammenfassung.....	141
	Literaturverzeichnis.....	145
	Anhang	154
	Danksagung.....	156
	Eidesstattliche Erklärung	157

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ant.	anterior
Bahn	Radrennbahn
BEG	Aktivitätsbeginn
bic.	biceps
bzw.	beziehungsweise
CAD	computer aided design - rechnerunterstützte Konstruktion
Diff.	Differenz
DMS	Dehnungsmessstreifen
EMG	Elektromyographie
erect.spin.	erector spinae
Ergo	Ergometer
fem.	femoris
FES	Institut für Forschung und Entwicklung von Sportgeräten
gastr.	gastrocnemius
glut.	glutaeus
Hrsg.	Herausgeber
iEMG	integriertes Elektromyogramm
KLD	Komplexe Leistungsdiagnostik
LAT	Aktivitätsbeginn
lat.	lateralis
LB	Laufband
M.	Musculus (lat.: der Muskel)
max.	maximal, -e, -er, -en
med.	medialis
mittl.	mittlere, -n
MVC	maximum voluntary contraction
Mw.	Mittelwert
n	Anzahl
OSP	Olympiastützpunkt

OT	oberer Totpunkt
P	Proband
PC	Personal Computer
PKA	Pedalkraftanalyse
rect.	rectus
rect.abd.	rectus abdominis
rel.	relativ, -e
Rolle	Rollentrainer zum Training mit dem Rad
SD	Standardabweichung
semimembr.	semimembranosus
semitendin.	semitendinosus
Tab.	Tabelle
TDC	Time- to- Digital Converter
tib.	tibialis
tric.	triceps
U	Untersuchung
U1-T1	erste Untersuchung auf der Radrennbahn
U1-T2	erste Untersuchung auf dem Ergometer
U2-T1	zweite Untersuchung auf der Radrennbahn
U2-T2	erste Untersuchung mit dem Rad auf dem Laufband
u.a.	unter anderem
UCI	Union Cycliste Internationale
UT	unterer Totpunkt
vgl.	vergleiche
VO _{2max}	maximale Sauerstoffaufnahmekapazität
vast.	vastus
vs.	versus
z.B.	zum Beispiel

Symbolverzeichnis

E	Entfaltung
F	Kraft [N]
F_T	Tangentialkraft [N]
K_F	Kalibrationsfaktor [N/V]
n	Trittfrequenz [U/min]
p	Signifikanzniveau
P	Leistung [W]
r	Korrelationskoeffizient
U_F	Spannung bei belastetem Sensor
U_{F0}	Spannung bei entlastetem Sensor

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Kurbelwinkel und Totpunkte, Kurbelsektoren (Phasen) und an der Kurbel angreifende Kräfte beim „Runden Tritt“ (modifiziert nach Gressmann [22] und Hillebrecht [27])	7
Abb. 2: Verschaltung bei der bipolaren Oberflächen-Elektromyographie	10
Abb. 3: Die bei der Tretbewegung hauptsächlich beanspruchten Muskeln (modifiziert nach Faria [17])	17
Abb. 4: FES-Zeitfahrrad	24
Abb. 5: FES RadErgoMeter S2000	25
Abb. 6: CAD-Modell der montierten Messkurbeln	27
Abb. 7: PKA-Systems – Kurbeln mit Messeinheit und Datenspeicher	28
Abb. 8: Elektrode (Ambu [®] Blue Sensor [®] N) und Elektrodenkabel mit Referenzelektrode und Verstärker - Biovision (Foto aus: http://www.biovision.eu/images/emg1_big.jpg)	31
Abb. 9: Proband auf Zeitfahrrad mit Messequipment während der Messfahrt auf der Radrennbahn	35
Abb. 10: Tangentialkraft-Winkel-Kurve mit Kurbelpositionen	46
Abb. 11: Tangentialkraft (in Prozent der maximalen Amplitude) im Stufentest, gemittelt über die Stufen und Probanden (n=8), auf der Bahn (rot) und dem Ergometer (blau) mit der Standardabweichung (SD) zwischen den Stufen (U1)	47
Abb. 12: Mittlere Tangentialkraft im Test Radrennbahn vs. Ergometer (Box-Plot Mw., Whisker Mw.±SD, * p<0,05), gemittelt über die Probanden (n=8) (U1)	48
Abb. 13: Maximale Tangentialkraft im Test Radrennbahn vs. Ergometer (Box-Plot Mw., Whisker Mw.±SD, * p<0,05), gemittelt über die Probanden (n=8) (U1)	49
Abb. 14: Sauerstoffaufnahme und Tangentialkraft (oben) sowie Herzfrequenz und Tangentialkraft (unten) mit Regressionsgerade –	

Bahn (T1 links) vs. Ergometer (T2 rechts), gemittelt über die Probanden (n=8) (U1).....	50
Abb. 15: Aktivität der abgeleiteten Muskeln auf der Bahn (durchgehende Linie) und dem Ergometer (gestrichelte Linie), gemittelt über die Probanden n=8 und alle sechs Belastungsstufen (U1).....	52
Abb. 16: Mittlere EMG-Aktivität von vier ausgewählten Muskeln – Bahn vs. Ergometer (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm Standardabweichung, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden (n=8) (U1).....	53
Abb. 17: Maximale EMG-Aktivität von drei ausgewählten Muskeln – Bahn vs. Ergometer (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm Standardabweichung, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden (n=8) (U1).....	55
Abb. 18: Aktivitätsregionen der acht abgeleiteten Beinmuskeln – Bahntest. Gemittelt über alle Stufen und Probanden (n=8) (U1).....	59
Abb. 19: Aktivitätsregionen der acht abgeleiteten Beinmuskeln – Ergometertest. Gemittelt über alle Stufen und Probanden (n=8) (U1)	59
Abb. 20: Aktivitätsdauer von vier ausgewählten Muskeln – Bahn vs. Ergometer (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm Standardabweichung, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden (n=8) (U1).....	61
Abb. 21: Mittlere EMG-Aktivität des M. biceps femoris (M.bic.fem.) und Tangentialkraft aus dem Bahntest (T1 links) und Ergometertest (T2 rechts) mit Regressionsgerade, gemittelt über die Probanden (n=8) (U1)	62
Abb. 22: Mittlere EMG-Aktivität des M. gastrocnemius lateralis (M.gastr.lat.) und Tangentialkraft aus dem Bahntest (T1 links) und Ergometertest (T2 rechts) mit Regressionsgerade, gemittelt über die Probanden (n=8) (U1).....	63
Abb. 23: Mittlere EMG-Aktivität des M. gastrocnemius medialis (M.gastr.med.) und Tangentialkraft aus dem Bahntest (T1 links) und	

Ergometertest (T2 rechts) mit Regressionsgerade, gemittelt über die Probanden (n=8) (U1).....	64
Abb. 24: Mittlere EMG-Aktivität des M. triceps brachii (M.tric.brach.) und Tangentialkraft aus dem Bahntest (T1 links) und Ergometertest (T2 rechts) mit Regressionsgerade, gemittelt über die Probanden (n=8) (U1)	65
Abb. 25: Tangentialkraft (in Prozent der maximalen Amplitude) im Stufentest, gemittelt über alle sechs Stufen und Probanden (n=8), auf der Bahn (rot) und dem Laufband (blau) mit der Standardabweichung (SD) zwischen den Stufen (U2)	70
Abb. 26: Mittlere Tangentialkraft im Test Radrennbahn vs. Laufband (Box-Plot Mw., Whisker Mw.±SD, * p<0,05), gemittelt über die Probanden (n=8) (U2).....	71
Abb. 27: Maximale Tangentialkraft im Test Radrennbahn vs. Laufband (Box-Plot Mw., Whisker Mw.±SD, * p<0,05), gemittelt über die Probanden (n=8) (U2).....	72
Abb. 28: Sauerstoffaufnahme und Tangentialkraft (oben) sowie Herzfrequenz und Tangentialkraft (unten) mit Regressionsgerade – Bahn (links) vs. Laufband (rechts), gemittelt über die Probanden (n=8) (U2)	73
Abb. 29: Aktivität der abgeleiteten Muskeln auf der Bahn (durchgehende Linie) und dem Laufband (gestrichelte Linie), gemittelt über die Probanden (n=8) und alle sechs Belastungsstufen (U2).....	75
Abb. 30: Mittlere EMG-Aktivität von drei ausgewählten Muskeln – Bahn vs. Laufband (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert ± Standardabweichung, * p<0,05), gemittelt über die Probanden (n=8) (U2).....	76
Abb. 31: Maximale EMG-Aktivität von zwei ausgewählten Muskeln – Bahn vs. Laufband (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert ± Standardabweichung, * p<0,05), gemittelt über die Probanden (n=8) (U2).....	78

Abb. 32: Aktivitätsregionen der acht abgeleiteten Beinmuskeln – Bahntest. Gemittelt über alle Stufen und Probanden (n=8) (U2)	82
Abb. 33: Aktivitätsregionen der acht abgeleiteten Beinmuskeln – Laufbandtest. Gemittelt über alle Stufen und Probanden (n=8) (U2)	82
Abb. 34: Mittlere EMG-Aktivität des M. vastus medialis (M.vast.med.) und Tangentialkraft aus dem Bahntest (T1 links) und Laufbandtest (T2 rechts) mit Regressionsgerade, gemittelt über die Probanden (n=8) (U2)	85
Abb. 35: Mittlere EMG-Aktivität des M. gastrocnemius medialis (M.gastr.med.) und Tangentialkraft aus dem Bahntest (T1 links) und Laufbandtest (T2 rechts) mit Regressionsgerade, gemittelt über die Probanden (n=8) (U2).....	86
Abb. 36: Mittlere EMG-Aktivität des M. triceps brachii (M.tric.brach.) und Tangentialkraft aus dem Bahntest (T1 links) und Laufbandtest (T2 rechts) mit Regressionsgerade, gemittelt über die Probanden (n=8) (U2)	86
Abb. 37: Muskuläre Beanspruchung (iEMG) - die Summe aller Muskeln jedes einzelnen Probanden (P1-P8), normiert auf das individuelle Maximum.....	89
Abb. 38: Korrelation von muskulärer Beanspruchung (iEMG) und mechanischer Leistung (p) - für jeden Probanden die Summe aller Muskeln, normiert auf das individuelle Maximum, mit Korrelationskoeffizient (r)	90
Abb. 39: Muskuläre Beanspruchung (iEMG) - für jeden einzelnen Muskel gemittelt über alle Probanden (n=8).....	92
Abb. 40: „Gruppe 1“ Korrelation von muskulärer Beanspruchung (iEMG) und Tangentialkraft (F_T) – alle Probanden (n=8) Muskeln normiert auf das individuelle Maximum, mit Korrelationskoeffizient (r)	96
Abb. 41: „Gruppe 2“ Korrelation von muskulärer Beanspruchung (iEMG) und Tangentialkraft (F_T) – alle Probanden (n=8) Muskeln normiert auf das individuelle Maximum, mit Korrelationskoeffizient (r)	97

Abb. 42: „Gruppe 3 und 4“ Korrelation von muskulärer Beanspruchung (iEMG) und Tangentialkraft (F_T) – alle Probanden (n=8) Muskeln normiert auf das individuelle Maximum, mit Korrelationskoeffizient (r)	98
Abb. 43: Aktivitätsregionen der acht abgeleiteten Beinmuskeln – Bahntest Stufe 2, gemittelt über alle Probanden (n=8)	102
Abb. 44: Aktivitätsregionen der acht abgeleiteten Beinmuskeln – Bahntest Stufe 6, gemittelt über alle Probanden (n=8)	102
Abb. 45: EMG-Aktivität der Muskeln aus „Gruppe 1“ für die zweite (Stufe 2 gestrichelte Linie) und sechste Belastungsstufe (Stufe 6 durchgezogene Linie), gemittelt über die Probanden (n=8)	106
Abb. 46: Mittlere EMG-Aktivität im Aktivitätsbereich, „Gruppe 1“, (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm SD, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden (n=8)	107
Abb. 47: EMG-Aktivitätsdauer, „Gruppe 1“, (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm SD, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden (n=8)	108
Abb. 48: EMG-Aktivität der Muskeln aus „Gruppe 2“ für die zweite (Stufe 2 gestrichelte Linie) und sechste Belastungsstufe (Stufe 6 durchgezogene Linie), gemittelt über die Probanden (n=8)	109
Abb. 49: Mittlere EMG-Aktivität im Aktivitätsbereich, „Gruppe 2“, (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm SD, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden (n=8)	110
Abb. 50: EMG-Aktivitätsdauer, „Gruppe 2“, (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm SD, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden (n=8)	110
Abb. 51: EMG-Aktivität der Muskeln aus „Gruppe 3“ für die zweite (Stufe 2 gestrichelte Linie) und sechste Belastungsstufe (Stufe 6 durchgezogene Linie), gemittelt über die Probanden (n=8)	111
Abb. 52: Mittlere EMG-Aktivität im Aktivitätsbereich, „Gruppe 3“, (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm Standardabweichung, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden (n=8)	112

Abb. 53: EMG-Aktivitätsdauer, „Gruppe 3“, (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm Standardabweichung, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden (n=8)	112
Abb. 54: EMG-Aktivität der Muskeln aus „Gruppe 4“ für die zweite (Stufe 2 gestrichelte Linie) und sechste Belastungsstufe (Stufe 6 durchgezogene Linie), gemittelt über die Probanden (n=8)	113
Abb. 55: Mittlere EMG-Aktivität im Aktivitätsbereich, „Gruppe 4“, (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm Standardabweichung, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden (n=8)	114
Abb. 56: EMG-Aktivitätsdauer, „Gruppe 4“, (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm Standardabweichung, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden (n=8)	114
Abb. 57: Tangentialkraft-Winkel-Kurve mit Standardabweichung (SD) für die zweite (Stufe 2) und sechste Belastungsstufe (Stufe 6), gemittelt über alle Probanden (n=8)	116
Abb. 58: Tangentialkraft-Winkel-Kurve in „produktive“ und „kontraproduktive Region“ unterteilt (modifiziert nach Gregor [20])	118
Abb. 59: Kraftverhältnis bezogen auf die mechanische Leistung, für jeden einzelnen Probanden	119
Abb. A 1: Protokoll der zweiten Untersuchung 2004 (U2) – S.1.....	154
Abb. A 2: Protokoll der zweiten Untersuchung 2004 (U2) – S.2.....	155

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Weltbestleistungen und deutsche Leistungen bei den Olympischen Spielen der letzten 16 Jahre in der 4000m-Mannschaftsverfolgung	1
Tab. 2: Funktion der bei der Tretbewegung am meisten beanspruchten Muskeln (modifiziert nach Henke [vgl. 25 S. 28])	13
Tab. 3: Alter, Größe, Gewicht und Kaderzugehörigkeit der Probanden	21
Tab. 4: Trainingsumfang in km/Woche (km/Wo.), Trainingsumfang in Stunden/Woche (Std./Wo.), maximale relative Sauerstoffaufnahme, Endlaktat und Endleistung der Probanden	21
Tab. 5: Technische Daten des FES Radergometers S2000	25
Tab. 6: Einstufung des Korrelationskoeffizienten	41
Tab. 7: Vorgegebene Trittfrequenzwerte (Soll) in den einzelnen Stufen des Stufentests vs. realisierte Werte (Ist) auf der Radrennbahn (Bahn) und dem Ergometer (Ergo) sowie die Differenz (Diff.), gemittelt über die Probanden (n=8) (U1)	43
Tab. 8: Mechanische Leistung auf der Radrennbahn (Bahn) und dem Ergometer (Ergo) sowie die Differenz (Diff.), gemittelt über die Probanden (n=8), Normiert auf p_{\max} aus beiden Tests (100% bei Probanden im Bahn- oder Ergometertest verschieden) (U1)	44
Tab. 9: Sauerstoffaufnahme (VO_2) in Prozent der maximalen relativen Sauerstoffaufnahme im Stufentest auf der Radrennbahn (Bahn) und dem Ergometer (Ergo) sowie die Differenz (Diff.) und das Signifikanzniveau (p), gemittelt über die Probanden (n=8) (U1)	44
Tab. 10: Herzfrequenz (Hf) in Prozent der maximalen Herzfrequenz im Stufentest auf der Radrennbahn (Bahn) und dem Ergometer (Ergo) sowie die Differenz (Diff.) und das Signifikanzniveau (p), gemittelt über die Probanden (n=8) (U1)	45
Tab. 11: Differenz Bahn vs. Ergometer für die Position des Tangentialkraftmaximums im Kurbelkreis in Grad (°) gemittelt über die Probanden (n=8) (U1)	49

Tab. 12: Mittlere EMG-Aktivität (in Prozent der maximalen Amplitude) der Muskeln, welche in keiner/wenigen Belastungsstufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Ergometertest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U1).....	54
Tab. 13: Mittlere EMG-Aktivität (in Prozent der maximalen Amplitude) der Muskeln, welche in fast allen Stufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Ergometertest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U1)	54
Tab. 14: Maximale EMG-Aktivität (in Prozent der maximalen Amplitude) der Muskeln, welche in keiner/wenigen Belastungsstufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Ergometertest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U1).....	56
Tab. 15: Maximale EMG-Aktivität (in Prozent der maximalen Amplitude) der Muskeln, welche in fast allen Stufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Ergometertest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U1)	57
Tab. 16: Position der maximalen EMG-Aktivität (in Grad des Kurbelkreises) der Muskeln, welche in zwei bis vier Belastungsstufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Ergometertest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U1).....	57
Tab. 17: Dauer der EMG-Aktivität (in Prozent der Kurbelumdrehung von 360°) der Muskeln, welche in keiner/wenigen Belastungsstufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen	

Bahn- und Ergometertest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U1).....	62
Tab. 18: Unterschiede in der ersten Untersuchung (U1) zwischen Bahn- und Ergometertest.....	66
Tab. 19: Vorgegebene Trittfrequenzwerte (Soll) in den einzelnen Stufen des Stufentests vs. realisierte Werte (Ist) auf der Radrennbahn (Bahn) und dem Laufband (LB) sowie die Differenz (Diff.), gemittelt über die Probanden (n=8) (U2)	67
Tab. 20: Mechanische Leistung auf der Radrennbahn (Bahn) und dem Laufband (LB) sowie die Differenz (Diff.), gemittelt über die Probanden (n=8), Normiert auf p_{\max} aus beiden Tests (100% bei Probanden im Bahn- oder Laufbandtest verschieden) (U2)	67
Tab. 21: Sauerstoffaufnahme (VO_2) in Prozent der maximalen relativen Sauerstoffaufnahme im Stufentest auf der Radrennbahn (Bahn) und dem Laufband (LB) sowie die Differenz (Diff.) und das Signifikanzniveau (p), gemittelt über die Probanden (n=8) (U2)	68
Tab. 22: Herzfrequenz (Hf) in Prozent der maximalen Herzfrequenz im Stufentest auf der Radrennbahn (Bahn) und dem Laufband (LB) sowie die Differenz (Diff.) und Signifikanzniveau (p), gemittelt über die Probanden (n=8) (U2).....	69
Tab. 23: Position des Tangentialkraftmaximums im Kurbelkreis in Grad (°) gemittelt über die Probanden (n=8) (U2)	72
Tab. 24: Mittlere EMG-Aktivität (in Prozent der maximalen Amplitude) der Muskeln, welche in keiner/wenigen Belastungsstufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Laufbandtest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U2).....	77
Tab. 25: Mittlere EMG-Aktivität (in Prozent der maximalen Amplitude) der Muskeln, welche in drei bis vier Stufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden n=8), für	

jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Laufbandtest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U2)	78
Tab. 26: Maximale EMG-Aktivität (in Prozent der maximalen Amplitude) der Muskeln, welche in keiner/wenigen Belastungsstufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Laufbandtest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U2)	79
Tab. 27: Maximale EMG-Aktivität (in Prozent der maximalen Amplitude) der beiden Muskeln, welche in fast allen Stufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Laufbandtest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U2)	80
Tab. 28: Position der maximalen EMG-Aktivität (in Grad des Kurbelkreises) aller Muskeln (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Laufbandtest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U2)	81
Tab. 29: Dauer der EMG-Aktivität (in Prozent der Kurbelumdrehung von 360°) der abgeleiteten Muskeln (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Laufbandtest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U2)	84
Tab. 30: Unterschiede in der zweiten Untersuchung (U2) zwischen Bahn- und Laufbandtest	87
Tab. 31: Zunahme der iEMG-Summe und der mechanischen Leistung (mech. Leistung), über alle Probanden (n=8) gemittelt	91
Tab. 32: IEMG der einzelnen Muskeln (Gruppe 1) und mechanischen Leistung (mech. Leistung) im Testverlauf, über alle Probanden (n=8) gemittelt	94

Tab. 33: IEMG der einzelnen Muskeln (Gruppe 2) und mechanischen Leistung (mech. Leistung) im Testverlauf, über alle Probanden (n=8) gemittelt.....	94
Tab. 34: IEMG der einzelnen Muskeln (Gruppe 3 und 4) und mechanischen Leistung (mech. Leistung) im Testverlauf, über alle Probanden (n=8) gemittelt	94
Tab. 35: Korrelation von muskulärer Beanspruchung (iEMG) und Tangentialkraft für alle abgeleiteten Muskeln – Korrelationskoeffizient (r)	98
Tab. 36: Korrelation von muskulärer Beanspruchung (iEMG) und Sauerstoffaufnahme für alle abgeleiteten Muskeln – Korrelationskoeffizient (r)	99
Tab. 37: Korrelation von muskulärer Beanspruchung (iEMG) und Herzfrequenz für alle abgeleiteten Muskeln – Korrelationskoeffizient (r)	99
Tab. 38: Mittlere EMG-Aktivität im Aktivitätsbereich (Ampl.) in Prozent der maximalen Amplitude sowie Aktivitätsdauer (Dauer) in Prozent des Kurbelkreises, „Gruppe 1“ (n=8)	107
Tab. 39: Mittlere EMG-Aktivität im Aktivitätsbereich (Ampl.) in Prozent der maximalen Amplitude sowie Aktivitätsdauer (Dauer) in Prozent des Kurbelkreises, „Gruppe 2“, gemittelt über die Probanden (n=8).....	109
Tab. 40: Mittlere EMG-Aktivität im Aktivitätsbereich (Ampl.) in Prozent der maximalen Amplitude sowie Aktivitätsdauer (Dauer) in Prozent des Kurbelkreises, „Gruppe 3“, gemittelt über die Probanden (n=8).....	111
Tab. 41: Mittlere EMG-Aktivität im Aktivitätsbereich (Ampl.) in Prozent der maximalen Amplitude sowie Aktivitätsdauer (Dauer) in Prozent des Kurbelkreises, „Gruppe 4“, gemittelt über die Probanden (n=8).....	113
Tab. 42: Differenzen zwischen der ersten und sechsten Belastungsstufe für die mittlere EMG-Aktivität im Aktivitätsbereich	

(Ampl.) in Prozent der maximalen Amplitude sowie für die Aktivitätsdauer (Dauer) in Prozent des Kurbelkreises, gemittelt über alle Probanden (n=8) 115

Tab. 43: Aktivitätsdauer (LAT) einzelner Muskeln in Grad [°] aus verschiedenen Untersuchungen – in den Spalten: vorliegende Arbeit (eigene) Belastungsstufe 1-6 gemittelt (Mw.St.1-6); sechste Stufe mit wettkampfnaher Belastung (St.6); Stapelfeldt [70]; Gregor/Green/Garhammer [21]; Henke [25]; Despires [12]; Duc/Bertucci/Pernin/Grappe [13]; Zschorlich [81]; Jorge/Hull [33]) 133

Tab. 44: Zusammenfassung – Vergleich aller Auswertungsparameter der beiden Tests aus der ersten und zweiten Untersuchung 142

1 Einleitung

Die 4000m-Mannschaftsverfolgung war viele Jahre die tragende olympische Disziplin im Ausdauerbereich des Bahnradsports. Für das Erreichen einer Weltbestleistung müssen die Athleten in der Mannschaft eine hohe Leistung erbringen. Betrachtet man die Leistungsentwicklung des deutschen Bahnvierers in den letzten 16 Jahren, so zeigt sich ein deutlicher Rückwärtstrend im Leistungsniveau (Tab. 1).

Tab. 1: Weltbestleistungen und deutsche Leistungen bei den Olympischen Spielen der letzten 16 Jahre in der 4000m-Mannschaftsverfolgung

Jahr	Siegerzeit / Nation	Deutschland - Zeit / Platzierung
1992	4:08.791 min / Deutschland	4:08.791 min / Platz 1
1996	4:05.930 min / Frankreich	4:15.140 min / Platz 9
2000	3:59.710 min / Deutschland	3:59.710 min Weltrekord / Platz 1
2004	3:58.233 min Weltrekord / Australien	4:07.193 min / Platz 4
2008	3:53.314 min Weltrekord / Großbritannien	keine Teilnahme

Eine Ursache für die schlechten Ergebnisse in den Jahren 2004 und 2008 ist die Neuformierung der Vierer-Mannschaft unter Einbeziehung junger Athleten. Eigene biomechanische Messungen haben gezeigt, dass insbesondere bei den jungen Athleten Defizite in der Trettechnik, im Sinne eines weniger vortriebswirksamen Krafteinsatzes, bestehen [78].

Im Bahnradsport wird die Leistung von konditionellen und koordinativen Fähigkeiten bestimmt [27, 42, 67, 72, 81]. Zur Beschreibung der Leistung hat sich in der komplexen Leistungsdiagnostik (KLD) des Bahnradsports die Bestimmung physiologischer Parameter etabliert. Maximale Sauerstoffaufnahme, Laktat und Herzfrequenz werden im Stufentest bei der Leistungsdiagnostik ermittelt und für die Trainingsgestaltung genutzt. Die koordinativen Fähigkeiten, welche einen Bereich der radsportlichen Leistungsfähigkeit darstellen, werden bei der KLD nicht betrachtet. Die Koordination wird von Hollmann als „das Zusammenwirken von Zentralnervensystem und Skelettmuskulatur innerhalb eines gezielten Bewegungsablaufes“ [29] bezeichnet. Im Gefüge aus Radsportler und sei-

nem Rad wirken einzelne Elemente gezielt zusammen, um die Tretbewegung und damit die Fortbewegung des Rades zu erzeugen. Das Zusammenspiel der einzelnen Muskeln in diesem Gefüge kann mit der Elektromyographie dargestellt werden [62]. Muskuläre Aktivität und Pedalkräfte zeigen, wie die vom Athleten erzeugten Kräfte auf das Rad übertragen werden. Betrachtet man im Stufentest nicht nur physiologische – sondern auch biomechanische Parameter, so können präzisere Aussagen zu der radsportlichen Leistungsfähigkeit getroffen werden [27, 42, 72, 80].

Auf Grund logistischer, klimatischer und technischer Voraussetzungen erfolgt das Radtraining nicht immer auf der Radrennbahn oder der Straße. Häufig werden das Radergometertraining oder das Training mit dem Rad auf dem Laufband genutzt. Die Leistungsdiagnostik wird im BahnradSPORT auf dem Radergometer durchgeführt. Ziel dieser Arbeit ist es zu klären, inwieweit sich muskuläre Beanspruchung, Kinetik der Tretbewegung und physiologische Kenngrößen beim Radfahren auf dem Ergometer oder auf dem Laufband vom Radfahren auf der Bahn unterscheiden. Zu hinterfragen ist, ob für Leistungsdiagnostik und Techniktraining das Ergometer oder das Laufband zu bevorzugen ist.

Ziel des Radsporttrainings ist immer die Verbesserung der Wettkampfleistung. Im Wettkampf der Vierermannschaftsverfolgung fahren die Athleten mit knapp 60 km/h auf der Radrennbahn. Hierbei liegen die mechanische Leistung bei etwa 400 Watt und die Trittfrequenz bei etwa 120 U/min. Um die Leistung beeinflussen zu können, müssen die Besonderheiten des Muskelkoordinationsmusters sowie des Tangentialkraftkurvenverlaufes in diesem Intensitätsbereich erkannt werden. Ein weiteres Ziel der Arbeit ist daher die Analyse von Muskelaktivität und Tangentialkraft bei wettkampfnaher Belastung auf der Radrennbahn, um hieraus Erkenntnisse für das Training zu gewinnen.

2 Literaturbesprechung

In den 50er Jahren begann man, Muskelaktivität und neuromuskuläre Koordination mittels Oberflächen-Elektromyographie beim Radfahren zu un-

tersuchen [12, 17, 31, 59]. Hierbei wurden die beanspruchten Muskeln während der Tretbewegung abgeleitet und der Bewegungsablauf funktionell-anatomisch beschrieben [17]. Eine der ersten Untersuchungen führten Houtz und Fischer [31] auf einem Radergometer durch, wobei sie die Aktivitätsmuster von 14 Muskeln der unteren Extremitäten ableiteten und die Funktionen der einzelnen Muskeln in Hinsicht auf die Gelenkbewegung beim Pedalieren beschrieben. Desipres [12] untersuchte drei Radrennsportler mit ihrem eigenen Trainingsrad auf der Rolle und kam zu dem Ergebnis, dass die Veränderung der Sattelhöhe keinen erheblichen Einfluss auf die Muskelaktivität ausübt, jedoch mit zunehmender Steigung die elektrische Aktivität der Beinmuskulatur wächst.

Der Einfluss verschiedener Parameter wie Haltung, Trittfrequenz und Intensität auf die Muskelkoordinierung beim Radfahren wurden mittels EMG in weiteren Studien erforscht [13, 16, 40, 42, 55]. In einer Untersuchung von Li und Caldwell [40] wurden acht Radsportler auf dem Radergometer bei unterschiedlicher Steigung und Haltungsform getestet. Sie wiesen eine „erhöhte und verlängerte Muskeltätigkeit der Hüft- und Kniestrecker“ [40], bei Haltungsänderung (Stehen) und gleichzeitigem Anstieg (bergauffahren) von acht Prozent, nach. Duc et al. [13] fanden heraus, dass eine Variation der Laufbandsteigung (4- und 10 Prozent) keine deutlich veränderte Muskelaktivität bedingt. Im Gegensatz dazu änderte sich aber die Intensität und die Dauer der muskulären Aktivität durch die Modifikation der Haltung (sitzen vs. stehen) beim Radfahren auf dem Laufband mit 4- und 10 Prozent Steigung. Die Bestimmung der Muskelaktivität während des Tretzyklus auf dem Radergometer war Ziel der Studie von Ericson und Mitarbeitern [16], wobei elf Nichttradsportler in Abhängigkeit von der Trittfrequenz, Belastungsintensität, Sattelhöhe und Pedalfußposition getestet wurden. Hierbei konnten die Autoren eine Aktivitätserhöhung einzelner Muskeln bei Zunahme der Trittfrequenz, Belastungsintensität und Sattelhöhe nachweisen.

Gegenstand weiterer Studien war die Pedalkraftmessung [7, 32, 42]. Hull und Jorge [32] testeten 1985 drei Personen auf dem Radergometer, wobei die tangentialen Pedalkräfte sowie der Tretkurbel- und Pedalwinkel gleichzeitig gemessen wurden. Gegenstand einer Studie von Lindemann [42] war die Objektivierung der individuellen Trettechnik. Unter Verwendung eines Radergometers mit Messpedalen wurden Radsportler unterschiedlicher Qualifikationen untersucht. Lindemann wies u.a. erhebliche interindividuelle Unterschiede bezüglich der Kraftkomponenten (Kraft-Zeit- bzw. Kraft-Winkel-Verlauf) nach.

In der Fachliteratur finden sich außerdem Studien, in denen die Technik von Radsportlern und Nichttradsportlern an Hand von Pedalkraftmessung und EMG verglichen wurde [25, 45, 62]. Dabei ermittelte man Unterschiede in der Vortriebswirksamkeit bzw. im Muskeleinsatz während der Tretbewegung zwischen den Gruppen. Eine um zehn Prozent höhere Vortriebswirksamkeit der Tretbewegung, bei gleicher laktazider Belastung, wies Henke bei Radsportlern im Vergleich zu Nichttradsportlern auf Grundlage von Untersuchungen auf dem Rollentrainer nach [25]. Takaishi und Mitarbeiter [73] kamen zu dem Ergebnis, dass sich mit zunehmender Trittfrequenz die vortriebswirksame Kraft bei den Nichttradsportlern wesentlich stärker verringerte als bei den Radsportlern. Des Weiteren konnten die Autoren Unterschiede zwischen den Gruppen in Hinsicht auf die Muskelaktivität nachweisen: Mit steigender Trittfrequenz steigt die Aktivität des M. vastus medialis- und lateralis bei den Nichttradsportlern, wohingegen bei den Radsportlern die Aktivität des M. biceps femoris zunimmt.

Das Untersuchungsdesign der genannten Studien unterscheidet sich vom realen leistungsbezogenen Radfahren auf der Bahn. Muskuläre Koordination, Pedalkraft und physiologische Parameter wurden bisher auf dem Ergometer oder auf der Rolle – nicht aber während der Fahrt auf der Radrennbahn untersucht.

In vielen Untersuchungen zur Muskelaktivität im Radsport wurden die Messungen bei geringer Belastung (niedrige mechanische Leistung) und

gleichbleibend niedriger Trittfrequenz durchgeführt [12, 21, 33, 36, 40, 48, 50, 52, 81]. Die muskuläre Koordination ändert sich aber mit steigender Belastung [33, 50, 70, 74] und Trittfrequenzen von deutlich mehr als 100U/min sind für den Bahnradspport bezeichnend. Für einen Eliteradsportler ist insbesondere das muskuläre Koordinationsmuster bei der Belastung und Trittfrequenz interessant, welche der Wettkampfbelastung nahe kommt. Nur hier wird deutlich, wie und wann einzelne Muskeln bei der Ausbelastung aktiv sind. Die Probanden in den genannten Untersuchungen hatten nicht das Niveau von Elitebahnradspportlern. Nur bei Hochleistungsradfahrern kann man von einem sehr hohen Niveau der muskulären Koordination ausgehen [70]. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass für eine spezifische Analyse der Tretbewegung von Hochleistungsradspportlern auch die mechanische Leistung und Trittfrequenz bei annähernder Wettkampfbelastung getestet werden sollte. Die Probanden müssen zudem ein hohes Leistungsniveau haben.

3 Theoretische Grundlagen

3.1 Tretbewegung und Pedalkraft

Der Radfahrer beschleunigt sein Rad über den Kurbelantrieb. Innerhalb einer Kurbelumdrehung bewegt sich die Kurbel auf einer Kreisbahn in Fahrtrichtung von $0^\circ/360^\circ$ über 180° wieder zurück zu $0^\circ/360^\circ$. In der Literatur werden die Kurbelstellungen bei $0^\circ/360^\circ$ mit oberer Totpunkt und bei 180° mit unterer Totpunkt bezeichnet. (Abb. 1)

Die Beschreibung des Umdrehungszyklus entspricht bei den meisten Autoren dem biomechanisch - theoretischen Modell vom „Runden Tritt“ [22, 25, 42]. Entsprechend der Bewegung, die der Radsportler an der Kurbel erzeugen soll, kann aus biomechanisch- theoretischer Betrachtungsweise der Kurbelzyklus in vier Phasen oder Sektoren eingeteilt werden [22, 25, 27, 42, 70] (Abb. 1):

Schubphase bei 315° - 45° (Sektor 1): In der Schubphase wird der Fuß kurz vor dem oberen Totpunkt in Fahrtrichtung geschoben. Im Sinne des „Runden Tritt“ sollte diese Aktion, welche den Übergang von Zug- zu

Druckphase darstellt, möglichst aktiv bewältigt werden. So kann der obere Totpunkt so ökonomisch wie möglich überwunden werden.

Druckphase bei 45° - 135° (Sektor 2): In der Druckphase wird das Pedal nach unten gedrückt. In diesem Sektor soll der größte Vortrieb erfolgen, da sich hier das physikalische Optimum für den mechanisch günstigsten Tretwinkel befindet.

Zugphase bei 135° - 225° (Sektor 3): In dieser Phase wird der Fuß, bei gleichzeitiger Knieextension, aktiv nach hinten gezogen.

Hubphase bei 225° - 315° (Sektor 4): In der Hubphase soll der Fuß mit dem Pedal nach oben angehoben werden. Dieser Sektor hat für die Realisierung eines runden Trites eine besonders wichtige Bedeutung. Hier werden bei den meisten Radsportlern Schwächen gesehen und hier zeigen sich die größten Unterschiede zwischen den Sportlern [22].

Um eine biomechanisch optimale Kurbelumdrehung zu realisieren, müsste der Sportler in allen vier Phasen möglichst vortriebswirksame Kräfte erzeugen [22]. Um den „Runden Tritt“ – also das biomechanische Optimum der Tretbewegung – und die reale Tretbewegung genauer zu betrachten, ist das Verständnis über die an der Kurbel wirkenden Kräfte notwendig. Drei Kräfte, welche vom Fuß auf die Kurbel übertragen werden, sind zu unterscheiden (Abb. 1):

- Radialkraft: erzeugt keinen Vortrieb, sondern verursacht primär eine Längung / Stauchung der Kurbel oder eine Reibung im Tretlager
- Tangentialkraft: ist die vortriebswirksame Kraft, welche immer im rechten Winkel zum Kurbelarm steht
- Resultierende Kraft: Tangentialkraft und Radialkraft ergeben die resultierende Kraft – es ist die tatsächlich am Pedal angreifende Kraft

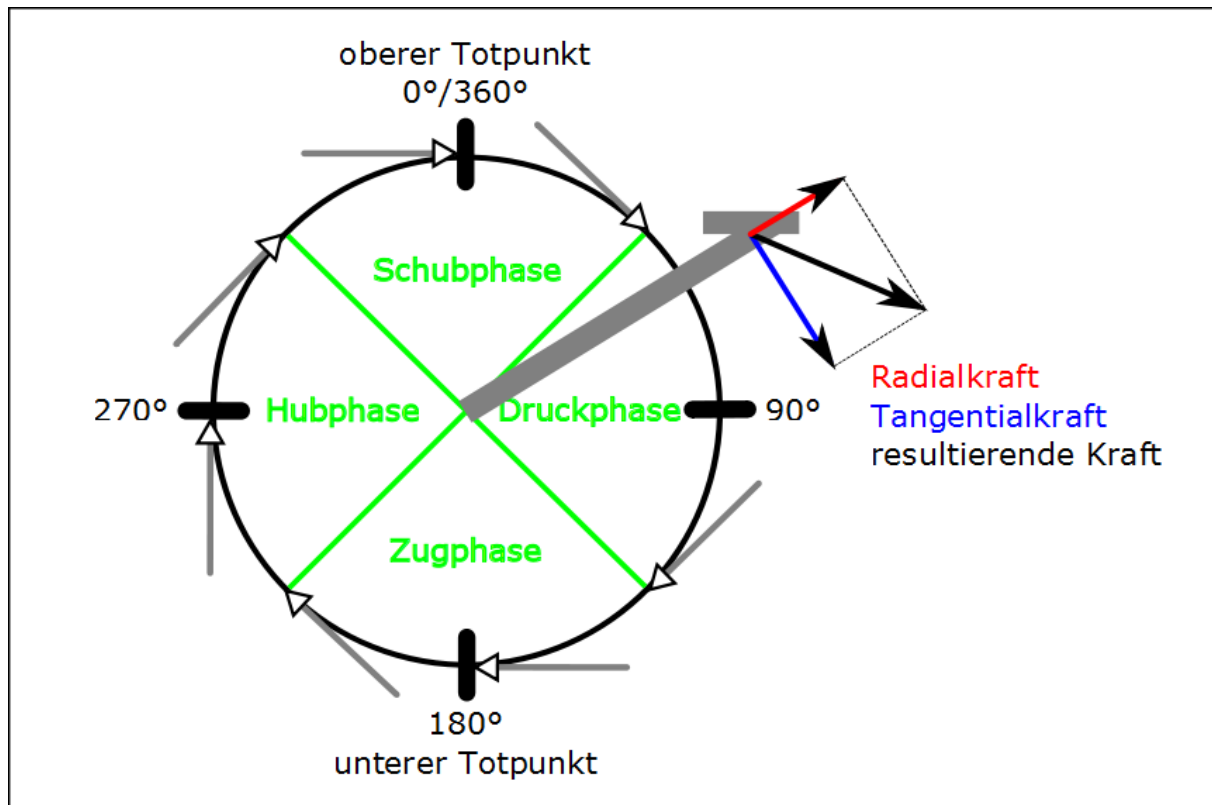


Abb. 1: Kurbelwinkel und Totpunkte, Kurbelsektoren (Phasen) und an der Kurbel angreifende Kräfte beim „Runden Tritt“ (modifiziert nach Gressmann [22] und Hillebrecht [27])

Das biomechanische Optimum der Tretbewegung ist dann gegeben, wenn alle vom Athleten erzeugten Kräfte in Vortrieb übergehen. Die resultierende Kraft, welche sich aus vortriebswirksamer Kraft (Tangentialkraft) und Radialkraft ergibt, entspräche in diesem Fall während der gesamten Kurbelumdrehung der Tangentialkraft und der mechanische Wirkungsgrad (Verhältnis von Tangentialkraft zu resultierender Kraft) läge bei 100 Prozent. Auf die Trettechnik bezogen heißt das: der „runde Tritt“ ist gekennzeichnet durch Druckkräfte, wenn das Pedal abwärts bewegt wird und Zugkräfte, wenn die Kurbel aufwärts bewegt wird [25]. Das aktive Ziehen in der Hubphase wird von vielen Autoren [22, 25] und Trainern als wichtiger Bestandteil einer guten Trettechnik angesehen. In der Praxis wird aber deutlich, dass der „runde Tritt“ nur in der Theorie – als biomechanisches Optimum – existiert [27, 70, 72]. Verschiedene Untersuchungen haben gezeigt, dass im zweiten Sektor die vortriebswirksame Kraft groß ist, da hier gute biomechanischen Voraussetzungen für einen hohen Wirkungsgrad (Verhältnis zwischen Summe der Tangentialkraft und Summe der re-

sultierenden Kraft über eine Pedalumdrehung) bestehen. In den anderen Sektoren sind eher geringe bis negative Tangentialkräfte zu finden [27, 34, 38]. Stapelfeldt et al [71] und Hillebrecht et al [27] wiesen im Bereich des oberen Totpunktes (OT) und des unteren Totpunktes (UT) bei Eliteradsportlern ein Drehmoment im Tretlager nach, das häufig gleich Null war. Hierbei kann keine vortriebswirksame Kraft über die Kette auf das Hinterrad übertragen werden. Hillebrecht et al [27] und eigene Untersuchungen [78] kommen zu dem Ergebnis, dass selbst Eliteradfahrer keine aktive vortriebswirksame Zugbewegung leisten, sondern meist die Pedale in der Aufwärtsphase lediglich entlasten. Der Hauptanteil des Vortriebs wird auch bei den hochqualifizierten Radsportlern in der Abwärtsbewegung des Pedals erzeugt. Da der „runde Tritt“ nur die mechanische Effizienz berücksichtigt, wird in der Praxis auch immer die Tretbewegung von Eliteradfahrern vom biomechanischen Optimum abweichen. Der „runde Tritt“ ist ein theoretisches, einseitig betrachtetes Modell, welches nur aus biomechanischer Sicht als Optimum bezeichnet werden kann [27, 80]. Es beinhaltet nicht die individuellen Voraussetzungen des einzelnen Radsportlers. Die spezifischen Parameter der Energiebereitstellung werden nicht berücksichtigt. So ist zum Beispiel für „...eine aktive Zugbewegung der Einsatz von hüft- und kniebeugenden Muskeln notwendig. Dieser zusätzliche Aufwand kann auf der biochemischen Seite zu negativen Effekten führen.“ [27] Hillebrecht et al [27] verweisen auf den „Gesamtwirkungsgrad des biologischen Systems Radfahrer“, der sich aus dem „biomechanischen und physiologischen Wirkungsgrad“ zusammensetzt. Die Grundlage für eine Optimierung der Trettechnik sieht Hillebrecht in den folgenden Bereichen:

- Entlastung des Pedals in der Hubphase sowie
- Optimierung des Kraftanstiegverhaltens, der Breite der Kraft- Winkelkurve und der Kraftmaxima.

„Kleine Verbesserungen in diesem Bereich können auf Grund der günstigen biomechanischen Verhältnisse einen relativ großen Effekt bewirken.“ [27]

3.2 Oberflächen-Elektromyographie

Abgeleitet von „myos“ (Muskel) und „graphie“ (schreiben, Aufzeichnung) ist die Elektromyographie die Registrierung und Aufzeichnung der bei der Muskelaktivität entstehenden elektrischen Phänomene. Sie wird von Basmaijan [1] wie folgt definiert: „Die Elektromyographie ist eine Untersuchungstechnik, die sich mit der Entstehung, der Aufzeichnung und der Analyse von myoelektrischen Signalen befasst. Myoelektrische Signale werden durch physiologische Zustandsänderungen an Muskelmembranen erzeugt“. [1]

Die Erhebung eines Elektromyogramms basiert auf der Ableitung der Aktionspotentiale aus dem Muskelinneren (Nadel- oder Drahtelektromyographie) oder von der Hautoberfläche (Oberflächen-Elektromyographie). Die Oberflächen-Elektromyographie eignet sich besonders für Untersuchungen bei sportlichen Bewegungsabläufen [62]. Die Erfassung der elektrischen Potentiale des Muskels kann monopolar oder bipolar erfolgen. Die monopolare Elektrodenkonfiguration liefert topographische Informationen über Aktivitätsverläufe. Bei der bipolaren Elektrodenkonfiguration werden über dem abzuleitenden Muskel zwei Elektroden positioniert. Die Differenz ihrer Potentialschwankungen wird relativ zu einer Referenzelektrode dargestellt und durch einen Differenzverstärker berechnet (Abb. 2). Mit dieser Methode kann der Einfluss von Störsignalen auf das EMG-Signal vermindert werden.

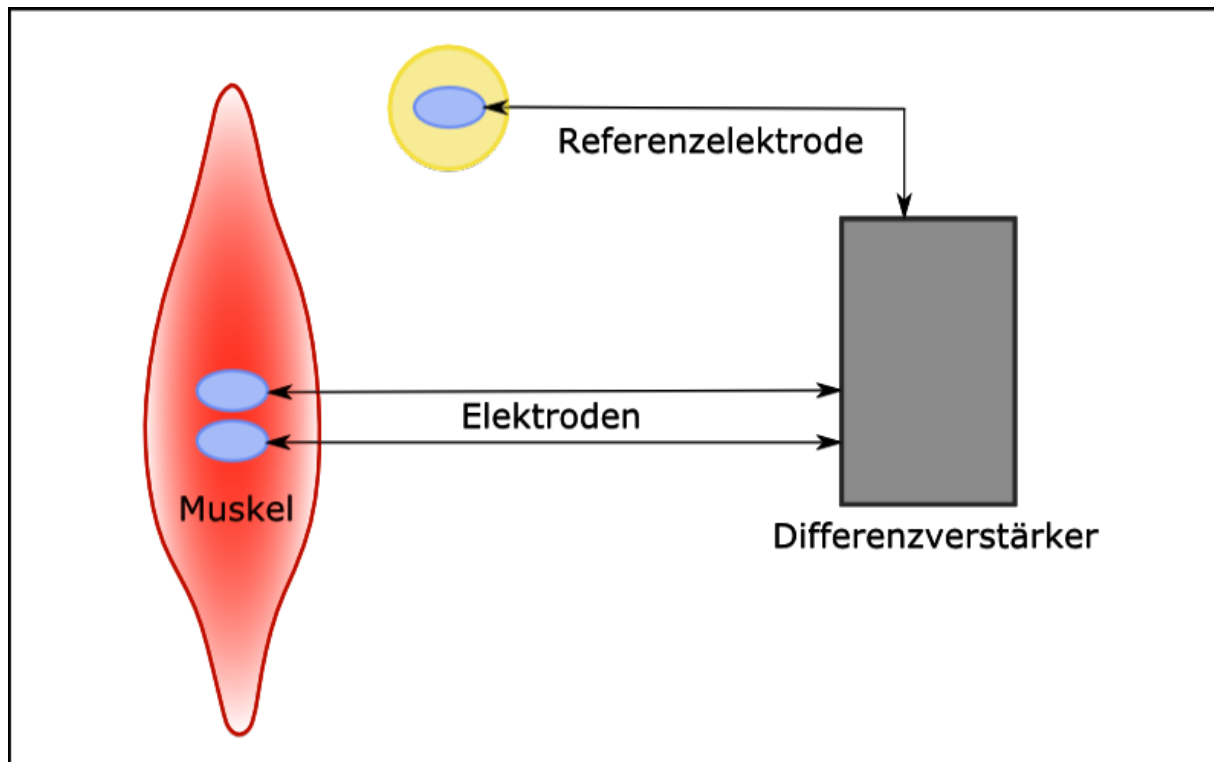


Abb. 2: Verschaltung bei der bipolaren Oberflächen-Elektromyographie

Die Aussagekraft der Oberflächen-Elektromyographie ist noch nicht vollständig geklärt. Fest steht aber, dass eine annähernd lineare Beziehung zwischen der elektrischen Aktivität beim Oberflächen-EMG zur erbrachten Kontraktionskraft bei allen Formen der Muskelarbeit besteht [2, 18, 39, 51, 68]. Jede Muskelkontraktion eines abgeleiteten Muskels führt zu einem Ausschlag im EMG. Durch eine entsprechende Verarbeitung des EMG-Signals lassen sich Aussagen über das EMG ableiten:

- Ist der untersuchte Muskel aktiv oder inaktiv?
- Zu welchem Zeitpunkt ist der abgeleitete Muskel mehr oder weniger aktiv? (Rückschlüsse auf die Höhe der Muskelspannung können nur mit einer vorher durchgeführten Referenzmessung gezogen werden.)
- Wie hoch ist das Beanspruchungsniveau des Muskels? (Aussage nur bei Normierung der EMG-Amplitude auf Referenzgröße möglich.)

Folgende Aussagen lassen sich für sportliche Bewegungen nach Wittekopf und Rühl [77] mit dem Oberflächen-EMG treffen:

- Die Muskelaktivität kann den einzelnen Phasen einer Bewegung zugeordnet werden.
- Die an der Bewegung beteiligten Muskeln können in vorrangig aktivierte Hauptmuskeln und weniger aktivierte Hilfsmuskeln unterteilt werden – die Größe der elektrischen Muskelaktivität kann bestimmt werden.
- Das Amplituden-Zeitverhalten der Muskelaktivität kann beurteilt werden. Hohe Amplitudenwerte weisen auf einen kraftbetonten Muskeleinsatz hin. Eine lange Aktivitätsdauer bei niedriger Amplitude lässt auf einen zeitbetonten Muskeleinsatz schließen.

Problematisch bei der Oberflächen-Elektromyographie sind:

- Störeinflüsse, wie zum Beispiel Bewegungsartefakte und Störfelder
- Signaldämpfung durch verschiedene Übergangsimpedanzen (Bindegewebe, Fett, Haut, Ableitwiderstände der Elektroden)
- Durch den Tiefpasscharakter der Haut gehen höherfrequente Anteile der EMG-Signale verloren
- Tiefer gelegene Muskeln können nur bedingt oder gar nicht abgeleitet werden
- Die Aktivität einzelner motorische Einheiten kann nicht untersucht werden
- Interferenzen aus benachbarten Muskeln

In der vorliegenden Untersuchung wurde versucht diese nachteiligen Einflüsse auf die Messsignale so gering wie möglich zu halten (5.2.3, 5.4.2).

3.3 Muskelaktivität während der Tretbewegung

Die Muskeln erzeugen beim Radfahren die notwendige dynamische Kraft für die Fortbewegung. Die Tretbewegung ist durch die Geometrie des Rades fest vorgegeben. Die dynamische Muskelarbeit entspricht beim Radfahren einer zyklischen dynamischen Arbeit. Die mechanische Leistung gibt an, mit welcher Intensität der Radsportler die vortriebswirksame Kraft, in Abhängigkeit von der Zeit, wirken lässt ($P=W/t$). Die von den

Muskeln erbrachte Leistung wird über das Pedal auf die Kurbel, die Kette und schlussendlich auf das Hinterrad übertragen.

Das komplexe Zusammenwirken der einzelnen Muskeln der unteren Extremitäten und des Hüftbereiches erzeugt und beeinflusst die vortriebswirksame Kraft. Das Zusammenwirken der Muskeln – die muskuläre Koordination – drückt sich in der Intensität sowie im zeitlichen Verlauf der Muskelaktivität aus [70]. Jeder einzelne Muskel hat in diesem Zusammenspiel eine spezielle Funktion. Diese wird durch die Größe und Lage des Muskels bestimmt. Eine vortriebswirksame Kraft entsteht nur, wenn das Zusammenwirken der Muskeln aufeinander abgestimmt ist. Entsprechend der Funktion der einzelnen Muskeln muss die Richtung der erzeugten Kraft dem Ziel der Bewegung entsprechen.

Beim Radfahren wirken nicht nur dynamische Kräfte, sondern auch statische Haltekräfte. Der Radsportler ist bestrebt, auf dem Rad eine ruhige Position zu halten. Die dynamischen Kräfte vom Oberschenkel erzeugen im Hüftgelenk Gegenkräfte und Gegendrehmomente. Der Rumpf, die Arme und die Hüfte müssen durch Haltekräfte – also durch statische Muskelarbeit – stabilisiert werden, um nicht zu kippen oder zu drehen. [vgl. 22 S. 188]

Es können zwei Hebelketten für die Realisierung der Tretbewegung beschrieben werden:

- Muskelkette, die Vortrieb erzeugt und dynamische Arbeit verrichtet: Becken – Beine – Kurbel (Strecker- und Beugergruppe)
- Muskelkette, die Rad und Fahrer stabilisiert sowie steuert und statische Arbeit verrichtet: Schulter – Arme – Lenker

Bezogen auf die einzelnen Phasen der Kurbelumdrehung kann das Zusammenwirken der Bein- und Hüftmuskeln wie folgt beschrieben werden: Die Hüft- und Kniestrecker sowie die Wadenmuskulatur realisieren vorrangig die Druckphase. In der Zugphase werden Hüft- und Kniebeuger sowie die vordere Schienbeinmuskulatur aktiviert.

Zum besseren Verständnis der Ergebnisinterpretation zur Aktivität der einzelnen Muskeln innerhalb des Kurbelzyklus sollen folgend die für die Fortbewegung des Rades wichtigsten Muskeln mit ihren Funktionen erläutert werden [vgl. 25 S.28, 70].

3.3.1 Muskeln mit ihren Funktionen

Die bei der Tretbewegung am meisten beanspruchten Muskeln (Abb. 3) sind in der folgenden Tabelle im Bezug zu ihrer Funktion (Tab. 2) dargestellt.

Tab. 2: Funktion der bei der Tretbewegung am meisten beanspruchten Muskeln (modifiziert nach Henke [vgl. 25 S. 28])

	Flexion		Extension	
	eingelenkig	zweigelenkig	eingelenkig	zweigelenkig
Hüftgelenk	M.iliops.	M.rect.fem.	M.glut.max.	M.bic.fem. M.semitendin. M.semimembr.
Kniegelenk	—	M.bic.fem. M.semitend. M.semimembr. M.gastr.	M.vast.lat. M.vast.med.	M.rect.fem.
Sprunggelenk	M.tib.ant.	—	M.soleus	M.gastr.

Die Muskeln überspannen ein oder zwei Gelenke. Sie bewirken in den Gelenken (Hüft- Knie- oder Sprunggelenk) eine Flexion oder Extension (Tab. 2).

Hüftflexion

M. iliopsoas (M.iliops.): Er ist der kräftigste Hüftbeuger und besteht aus zwei Teilen (M. iliacus und M. psoas). Er entspringt an der Innenseite der Darmbeinschaukel sowie am 12.Brust- und 1.-4.Lendenwirbel. Beide Teile haben einen gemeinsamen Ansatz am kleinen Rollhügel des Femur (Oberschenkelknochen). Die Hauptfunktion bei der Kurbelbewegung ist die Beugung des Oberschenkels im Hüftgelenk. Da der M. iliopsoas innerhalb des Beckens und unter anderen Muskeln verläuft, kann er mit Oberflächen-

elektroden nicht abgeleitet werden. Aus diesem Grund wird er in der Untersuchung nicht eingeschlossen. Aussagen über die Hüftbeugeaktivität lassen sich daher nur über den M. rectus femoris treffen.

M. rectus femoris (M.rect.fem.): Der gerade Muskel des M. quadriceps femoris entspringt vom vorderen oberen Darmbeinstachel und setzt an der vorderen Schienbeinkante an. Seine Funktion besteht in der Extension im Kniegelenk sowie der Flexion im Hüftgelenk. Er ist im vierten, ersten und zweiten Sektor der Kurbelumdrehung aktiv. Der M. rectus femoris ist mit Oberflächenelektroden gut ableitbar, weil er oberflächlich verläuft. Da sich seine Funktion auf zwei Gelenke bezieht, ist die Abgrenzung der Aktivität auf Extension bzw. Flexion nur eingeschränkt im Vergleich zum M. vastus lateralis (Extension im Kniegelenk) möglich.

Hüftextension

M. gluteus maximus (M.glut.max.): Der M. gluteus maximus entspringt an Darm- und Kreuzbein und setzt an der Femurrückseite an. Die Extension und die Außenrotation des Oberschenkels im Hüftgelenk sind die wichtigsten Funktionen des M. gluteus maximus. Die Aktivität im Kurbelkreis müsste sich der Funktion nach im ersten und zweiten Sektor zeigen. Die oberflächliche Ableitung der EMG-Signale ist bei dem M. gluteus maximus relativ gut möglich. Er wird von keinen anderen Muskeln überlagert. Allerdings ist er häufig von Oberhautfettgewebe bedeckt – bei durchtrainierten Eliteradsportlern aber in geringerem Maße.

Der M. biceps femoris (M.bic.fem), M. semitendinosus (M.semitend.) und M. semimembranosus (M.semimembr.) führen eine Hüftextension und eine Knieflexion aus. Diese Muskeln werden der Kniegelenksmuskulatur zugeordnet und sind daher weiter unten als Knieflexoren zu erläutern.

Knieflexion

M. biceps femoris (M.bic.fem.): Er entspringt am Sitzbein und an der Rückseite des Femur und setzt am Caput fibulae (Wadenbeinköpfchen) an. Die Funktion umfasst die Extension im Hüftgelenk sowie die Knieflexion und Außenrotation des Kniegelenkes. Somit müsste der M. biceps femoris

in der Druck- und Zugphase tätig sein. Mit dem Oberflächen-EMG lässt sich nur der lange Kopf des M. biceps femoris ableiten, da dieser den kurzen Kopf überlagert.

M. semitendinosus (M.semitend.) und M. semimembranosus (M.semimembr.): Beide Muskeln haben den gleichen Ursprung wie der M. biceps femoris. Sie setzen an der Tibia (Schienbein) an und fungieren als Hüftextensoren und Knieflexoren. Sie haben in der sagittalen Ebene die gleiche Funktion wie der M. biceps femoris, welcher sich mittels Oberflächen-EMG aber besser ableiten lässt.

M. gastrocnemius (M.gastr.): Seine beiden Köpfe (Caput laterale und Caput mediale) haben ihren Ursprung am Femur. Der Muskel setzt am Calcaneus (Fersenbein) an. Beide Teile des M. gastrocnemius beugen im Kniegelenk und bewirken eine Plantarflexion des Fußes (Fußsenkung). Das Caput mediale ist an der Innenrotation des Unterschenkels beteiligt. Der Funktion nach müsste der M. gastrocnemius im Sektor zwei und drei sowie zu Beginn des vierten Sektors aktiv sein. Die elektrischen Signale der beiden Köpfe des M. gastrocnemius (im Folgenden als M. gastrocnemius medialis und M. gastrocnemius lateralis bezeichnet) lassen sich gut mit Oberflächen Elektroden ableiten.

Knieextension

M. vastus medialis (M.vast.med.): Er ist der zur Mitte gelegene Muskel des M. quadriceps femoris. Der M. vastus medialis entspringt an der Innenseite des vorderen Femur und setzt an der vorderen Schienbeinkante an. Der M. vastus medialis streckt das Kniegelenk und zeigt seine Hauptaktivität in der Druckphase.

M. vastus lateralis (M.vast.lat.): Der äußere Muskel des M. quadriceps femoris ist der stärkste der vier Quadrizepsmuskeln und überlagert den M. vastus intermedius. Er entspringt an der lateralen Fläche des Femur und hat den gleichen Ansatz wie der M. vastus medialis. Der M. vastus lateralis ist ein reiner Kniestrecker und ist vorrangig in der Druckphase aktiv.

Beide Muskeln liegen an der Oberfläche und lassen sich gut mittels Oberflächen-EMG ableiten. Der vierte Muskel des M. quadriceps femoris, der M. vastus intermedius, wird vom M. vastus lateralis überlagert – er lässt sich nicht ableiten und wird aus diesem Grund nicht näher betrachtet.

Sprunggelenkflexion

M. tibialis anterior (M.tib.ant.): Der Fußheber hat seinen Ursprung am Schienbeinknochen. Die Sehne des M. tibialis setzt am inneren Keilbein und am ersten Mittelfußknochen an. Der M. tibialis anterior hebt den Fußrücken und ist somit an der Hubphase beteiligt. Er lässt sich gut mittels Oberflächen-EMG ableiten.

Sprunggelenkextension

M. gastrocnemius (M.gastr.): wie bereits unter „Knieflexion“ beschrieben

M. soleus: Er hat seinen Ursprung an der Hinterflächen von Schien- und Wadenbein und setzt über die Achillessehne am Fersenbein an. Die Funktion des M. soleus überschneidet sich mit der des M. gastrocnemius. Im oberen Teil wird er vom M. gastrocnemius überlagert und lässt sich daher schlecht ableiten. Da der M. soleus gegenüber dem M. gastrocnemius zudem keine neuen Informationen bringt, wurde er bei der Ableitung nicht berücksichtigt.

Die Tretbewegung im Radsport ist gekennzeichnet durch einen ständigen Wechsel zwischen Extension und Flexion von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk. Die Muskeln agieren bei der Tretbewegung in der Sagittalebene selten allein. Aus dem Zusammenspiel der einzelnen Muskeln innerhalb der Muskelschlingen (Strecker- und Beuger-Kette) resultiert meist eine Bewegung in allen drei Gelenken.

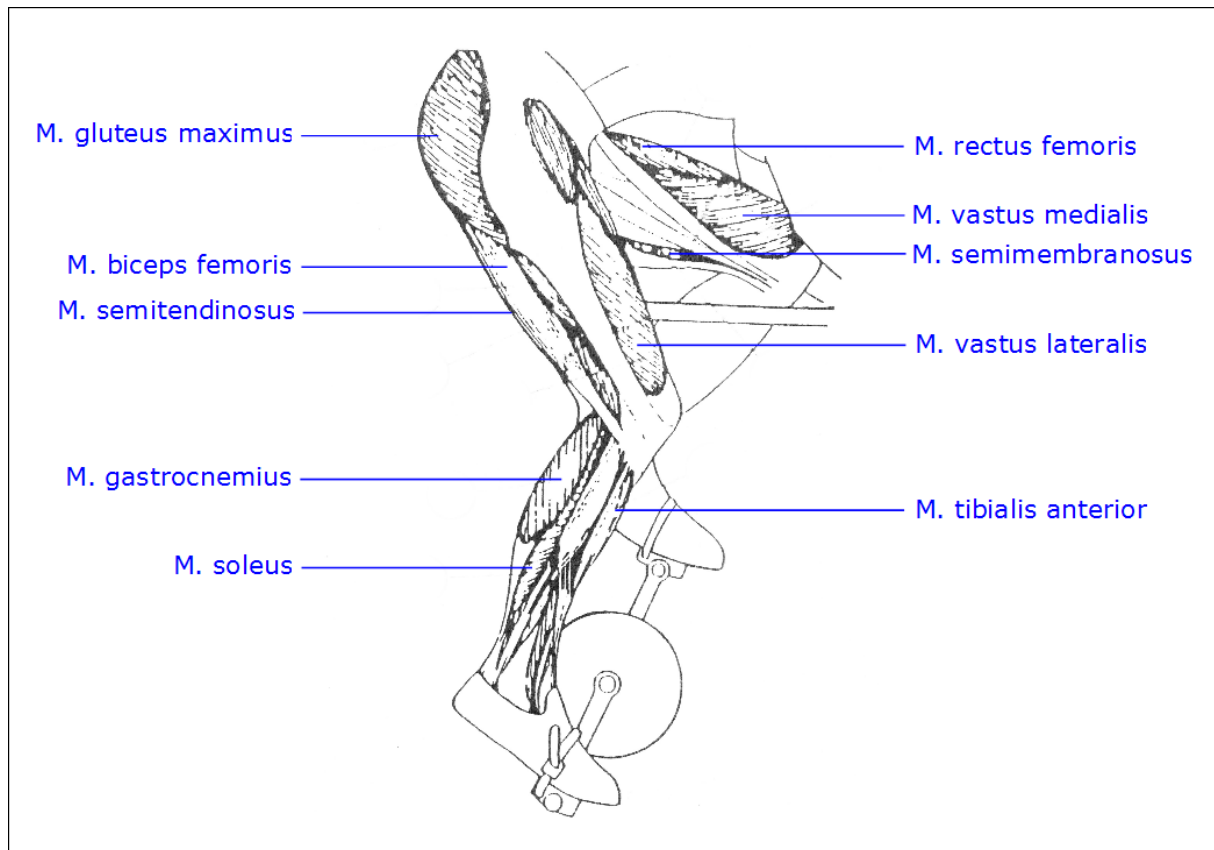


Abb. 3: Die bei der Tretbewegung hauptsächlich beanspruchten Muskeln (modifiziert nach Faria [17])

Um die Muskelkette „Schulter – Arme – Lenker“ zu betrachten, wurden in der Untersuchung die beiden Oberarmmuskeln M. biceps brachii und M. triceps brachii gewählt. Der M. biceps brachii entspringt am Schulterblatt und setzt an den Knochen des Unterarmes an. Er beugt im Ellenbogen, dreht die Hand auswärts und bewegt den Arm im Schultergelenk nach vorn. Die Aktivität des M. biceps brachii müsste sich auf die gesamte Kurbelumdrehung relativ gleichmäßig verteilen, da er die Beugung im Ellenbogengelenk durchgehend fixieren muss. Eine Streckung des Ellbogens und die Adduktion des Schultergelenks bewirkt der M. triceps brachii, welcher seinen Ursprung am Schulterblatt sowie Oberarmknochen und seinen Ansatz an der Ulna (Elle) hat. Auch der M. triceps brachii ist während der gesamten Kurbelumdrehung aktiviert, da auch er den Ellenbogen feststellt. Eine erhöhte Aktivierung der beiden Muskeln auf Grund einer Zug- bzw. Druckbewegung kann sich nicht zeigen. Derartige Bewegungen würden eine viel zu starke Rahmenbewegung – und damit Verlustkräfte – be-

wirken. Beide Muskeln lassen sich gut ableiten und stehen über den Unterarm und die Hand in direkter Verbindung mit dem Lenker. Die Aktivität der beiden Oberarmmuskeln könnte Informationen über die Stabilisierung und Steuerung von Rad und Fahrer sowie die statische Arbeit liefern.

4 Zielsetzung und Hypothesen

Mit der Untersuchung sollen Grundlagen für eine praxisorientierte Trainingsanalyse und Trainingssteuerung gelegt werden.

Im **ersten Teil** der Arbeit wird überprüft, ob es Unterschiede zwischen dem Radfahren auf dem Ergometer und der Radrennbahn sowie zwischen dem Radfahren auf dem Laufband und der Bahn gibt. Verglichen werden Pedalkräfte, Muskelaktivitäten und physiologische Kenngrößen. Ziel ist es herauszufinden, welche der beiden Belastungen (Ergometer oder Laufband) dem Radfahren auf der Radrennbahn ähnlicher ist. Die Untersuchungsergebnisse könnten bei semispezifischen Techniktests den Einsatz von Laufband oder Ergometer begründen. Für die Trainingspraxis gibt es bisher keine Hinweise darauf, ob ein Techniktraining auf dem Laufband oder auf dem Ergometer zu bevorzugen ist. Somit könnten die Ergebnisse der Untersuchung diesbezüglich insbesondere für das stationäre Training in den Wintermonaten erste Ansätze für eine Trainingsempfehlung geben.

Hypothese 1: Die Intensität der muskulären Aktivität (dargestellt durch die mittlere und maximale EMG-Amplitude) unterscheidet sich beim Test auf dem Ergometer stärker als auf dem Laufband von dem Test auf der Bahn.

Hypothese 2: Die Aktivierungsphasen (definiert über Aktivitätsbeginn und Aktivitätsdauer in Bezug auf die Kurbelumdrehung) der einzelnen Muskeln unterscheiden sich bei der Durchführung des Ergometer- und des Laufbandtests nur geringfügig von der Testdurchführung auf der Bahn (einzelne Muskeln sind nicht kürzer bzw. länger aktiv und arbeiten nicht zu anderen Zeitpunkten).

Hypothese 3: Die veränderte muskuläre Aktivität auf dem Ergometer und dem Laufband beeinflusst die vortriebswirksame Kraft. Auf dem Ergometer wird dieser Einfluss deutlicher als auf dem Laufband.

Hypothese 4: Der Punkt des Kraftmaximums in der Kurbelumdrehung unterscheidet sich zwischen dem Radfahren auf dem Laufband und dem Radfahren auf der Bahn geringer als im Vergleich Ergometer vs. Bahn.

Der **zweite Teil** der Arbeit befasst sich mit der spezifischen Analyse der Muskelaktivität im Bezug zur Leistung, Pedalkraft und zu den physiologischen Kenngrößen beim Radfahren auf der Radrennbahn. Ziel ist es, Besonderheiten des Muskelkoordinationsmusters bei Elitebahnradsportlern während einer möglichst wettkampfnahen Belastung (Vierermannschaftsfahren) zu finden. Können bestimmte Muskeln definiert werden, welche für die Leistungssteigerung im Wettkampfbereich eine besondere Bedeutung haben? Das Ziel ist herauszufinden, wie stark die verschiedenen Muskeln am Anstieg der Gesamtbeanspruchung des Organismus beteiligt sind. Dies hätte für die Trainingspraxis eine hohe Relevanz. Werden bei Wettkampfinintensitäten bestimmte Muskeln anders belastet als bei niedrigen Intensitäten, so kann zum Beispiel nur ein Training mit intensiven Intervallen dieses Koordinationsmuster mit seiner spezifischen physiologischen Belastung ansprechen. Im Bahnrad sport wird das Training durch hohe Umfänge bei niedrigen Intensitäten dominiert. Dies ist für die Entwicklung der Grundlagenausdauer wichtig. Es werden aber möglicherweise hierbei keine sinnvollen Reize für den Teil der Muskeln gesetzt, welche an der Erbringung der hohen Leistung maßgeblich beteiligt sind.

Hypothese 5: Das IEMG – als Kennwert der muskulären Beanspruchung – nimmt mit zunehmender mechanischer Leistung bei einzelnen Muskeln mehr zu als bei anderen. Es kann hieraus eine Bedeutung der einzelnen Muskeln für die Leistungssteigerung abgeleitet werden.

Hypothese 6: Die physiologischen Kenngrößen und die Tangentialkraft steigen mit zunehmender muskulärer Beanspruchung an.

Hypothese 7: Bei wettkampfnaher Belastung zeigen sich Besonderheiten in der intermuskulären Koordination. Die Anpassung von niedriger an hohe Belastung wird von den Muskeln unterschiedlich realisiert.

5 Methodik

Die Testdurchführung erfolgte in zwei Zeiträumen: erste Untersuchung (U1) von Oktober bis November 2003 und zweite Untersuchung (U2) von November bis Dezember 2004. Die erste Untersuchung wurde im Rahmen des Forschungsprojektes „EMG und Pedalkraftmessung“ durchgeführt (Dieses Projekt wurde mit Forschungsmitteln des Bundesinstituts für Sportwissenschaft unter dem Geschäftszeichen VF 0407/06/18/2002-2003 gefördert.). Die Zeit zwischen den beiden Untersuchungen betrug für jeden Probanden knapp ein Jahr. Im ersten Zeitraum (U1 - 2003) wurden die Probanden auf der Radrennbahn und auf dem Fahrradergometer getestet. Die Untersuchungen im Jahr 2004 (U2) fanden auf der Radrennbahn und auf dem Laufband statt. 2003 und 2004 erfolgten die Untersuchungen mit dem gleichen Probandenkollektiv – bestehend aus acht Bahnradsportlern der deutschen Nationalmannschaft in Berlin.

5.1 Probanden

Untersucht wurden acht männliche Bahnradsportler aus dem Ausdauerbereich, welche zur Zeit der Tests dem Bundeskader des Bund Deutscher Radfahrer (BDR) angehörten. In den folgenden beiden Tabellen (Tab. 3 und Tab. 4) sind die anthropometrischen Daten, die Trainingsumfänge sowie Informationen zur Testendleistung als Übersicht zusammengestellt.

Tab. 3: Alter, Größe, Gewicht und Kaderzugehörigkeit der Probanden

Proband Code	Alter [Jahre] (U1/U2)*	Größe [cm]	Gewicht [kg] (U1/U2)*	Kader (U1/U2)*
P1	24/25	174	73/73	A/B
P2	19/20	184	75/75	C/C
P3	33/34	180	77/78	A/A
P4	20/21	183	76/76	C/B
P5	20/21	179	65/65	C/B
P6	22/23	175	69/69	B/B
P7	27/28	186	83/83	A/A
P8	19/20	180	72/72	C/C
Mw.	23,0±4,9/ 24,0±4,9	180,1±4,2	73,8±5,4/ 73,9±5,5	-

*(U1 – erste Untersuchung 10-12/2003, U2 – zweite Untersuchung 11-12/2004)

Tab. 4: Trainingsumfang in km/Woche (km/Wo.), Trainingsumfang in Stunden/Woche (Std./Wo.), maximale relative Sauerstoffaufnahme, Endlaktat und Endleistung der Probanden

Proband Code	TU* [km/Wo.]	TU* [Std./Wo.]	VO _{2max} [ml/min/kg] (U1/U2)*	End-Laktat [mmol/l] (U2)*	End-Leistung [Watt] (U1/U2)*
P1	700	25	56,7/61,5	3,0	360,0/425,2
P2	700	25	68,1/67,0	8,8	339,5/412,8
P3	700	25	78,4/63,6	11,4	438,7/483,4
P4	600	21	71,6/65,3	10,2	407,6/399,6
P5	600	21	73,4/66,2	7,9	335,7/389,0
P6	700	25	67,8/60,3	10,9	376,6/377,4
P7	700	25	59,1/59,2	8,3	417,4/458,4
P8	600	21	60,3/59,4	13,9	322,7/364,5
Mw.	662,5±51,8	23,2±1,8	66,9±7,6/ 62,8±3,1	9,3±3,2	374,8±42,6/ 413,8±40,6

*(TU – Trainingsumfang, U1 – erste Untersuchung 10-12/2003, U2 – zweite Untersuchung 11-12/2004)

Die Probanden verfügten über eine hohe Leistungsfähigkeit – dies machen die Mittelwerte aus der Tab. 4 deutlich. Professionelle StraßenradSPORTler erreichen eine relative maximale Sauerstoffaufnahme von bis zu 70-80 ml/min·kg [44]. Die Werte der Probanden lagen zwar etwas unterhalb die-

ses Bereiches (relative maximale Sauerstoffaufnahme von $66,9 \pm 7,6$ ml/min/kg (U1) bzw. $62,8 \pm 3,1$ ml/min/kg (U2)) – sind aber für den Bahnradsport typisch [67] und deuten auf eine hohe aerobe Kapazität hin. In Studien mit vergleichbaren Probandenkollektiven aus dem Radsport wurden ähnliche Werte erreicht [4, 13, 47, 49, 63]. Die Abbruchwerte, welche die Athleten in der Kaderleistungsdiagnostik am Olympiastützpunkt in Berlin erreichten, sind vergleichbar mit den Testwerten aus der Tabelle (End-Leistung, relativen maximale Sauerstoffaufnahme, End-Laktat). So kann angenommen werden, dass sich die Sportler in den Tests ausbelasteten. Die hohen Trainingsumfänge (600-700 km/Woche) werden im Bahnradsport zu einem großen Teil auf der Straße absolviert und durch semispezifisches Training auf dem Fahrradergometer und auf dem Laufband (mit dem Rad auf dem Laufband) ergänzt. Die unmittelbare Wettkampfvorbereitung erfolgt auf der Bahn.

5.2 Messorte und Messgeräte

Erste Untersuchung (U1) – 2003: Im Jahr 2003 fand die erste Untersuchung im Berliner Velodrom statt. Diese setzte sich aus zwei Stufentests – einer auf der Radrennbahn und einer auf dem Radergometer – zusammen. Die Diagnostik der Radleistung und der Technik wurde mit dem Wettkampfrad des jeweiligen Athleten auf der Radrennbahn durchgeführt. Für die erste Messung fuhren die Probanden 2003 mit ihren Verfolgerrädern des Institutes für Forschung und Entwicklung von Sportgeräten (FES) auf der Radrennbahn. Danach erfolgte die zweite Messung auf dem FES Rad-ErgoMeter S2000, welches sich in einem Trainingsraum im Berliner Velodrom befindet.

Zweite Untersuchung (U2) – 2004: Am Jahresende 2004 erfolgte die erste Messung auf der Radrennbahn analog wie 2003. Für die zweite Messung fuhren die Athleten mit dem Rad auf dem Laufband, welches sich am Olympiastützpunkt (OSP) Berlin befindet. Hierbei wurde das gleiche Rad wie auf der Radrennbahn verwendet.

Die einzelnen Testorte (Bahn, Ergometer- und Laufbandraum) boten nahezu gleiche äußere Bedingungen. Die Temperatur unterschied sich um weniger als 1,5°C und die Luftfeuchtigkeit um maximal 1%. In den folgenden Abschnitten werden die Testgeräte und die Messtechnik näher beschrieben.

5.2.1 Radrennbahn, FES-Zeitfahrrad, FES RadErgoMeter S2000 und Laufband

Radrennbahn: Die Radrennbahn im Berliner Velodrom hat eine Länge von 250m. Die Überhöhung von der Kurve zur Gerade beträgt 45° zu 13°. Sie ist aus Holz (Fichte) gefertigt und ist eine der schnellsten Radrennbahnen der Welt.

FES-Zeitfahrrad: Das Institut für Forschung und Entwicklung von Sportgeräten (FES) entwickelt seit den 80iger Jahren u.a. die Zeitfahräder für die Einer- und Vierermannschaftsverfolgung im Bahnrad sport (Abb. 4). Diese Räder sind aus kohlefaserverstärktem Kunststoff gefertigt, um eine optimale Aerodynamik und hohe Steifigkeiten bei gleichzeitig geringem Gewicht zu erreichen. Die Fertigung der Rahmen erfolgt im Nasslaminierverfahren über einen auswaschbaren Schaumkern. In der Entwicklung der Zeitfahräder wird auf eine sehr gute Aerodynamik und eine individuelle Anpassung an den einzelnen Athleten größter Wert gelegt. Die Kadersportler werden daher vor der Anfertigung ihres Zeitfahrrades vermessen und es wird eine spezielle Haltungsuntersuchung zum Auffinden einer optimalen aerodynamischen Sitzposition durchgeführt, bei der der Athlet dennoch in der Lage ist, seine maximale physische Leistungsfähigkeit umzusetzen. Hierbei fährt der Radsportler mehrere Testfahrten mit einem speziellen Messrad, bei der die Sitzposition mit der geringsten mechanischen Leistung bei vorgegebener Geschwindigkeit gesucht wird. Die Zeitfahräder entsprechen dem Regelwerk der UCI (Union Cycliste Internationale). Eine Besonderheit an den Bahnradern ist der starre Gang und das Fehlen der Bremsen. Mit den FES-Zeitfahrrädern führen die deutschen

Athleten das Training und die Wettkämpfe in der Einer- und Vierermannschaftsverfolgung auf der Bahn durch.



Abb. 4: FES-Zeitfahrrad

FES Radergometer S2000: Das Radergometer S2000 ist von dem FES für den Hochleistungssport entwickelt worden (Abb. 5). Es ist stufenlos in nahezu alle Sitzpositionen einstellbar und der Lenker ist austauschbar, so dass für den Probanden die individuelle Geometrie seines Rades gewählt werden konnte. Es können verschiedene isokinetische und isometrische Belastungsarten eingestellt werden. Für die vorliegende Untersuchung war aber lediglich der Belastungsmodus mit konstanter Leistung relevant – also der isokinetische trittfrequenzunabhängige Modus. Hierbei wurde die mechanische Leistung computergesteuert über eine Wirbelstrombremse vorgegeben. Der Proband musste lediglich die geforderte Trittfrequenz in den einzelnen Belastungsstufen halten.



Abb. 5: FES RadErgoMeter S2000

Die wichtigsten technischen Daten des Ergometers finden sich in der folgenden Tabelle (Tab. 5).

Tab. 5: Technische Daten des FES Radergometers S2000

Gewicht	100 kg
Abmessung	110 x 110 x 60 cm
Rahmen	Vierkant-Stahlrohr geschweißt und anschließend pulverbeschichtet (rilsaniert)
Übersetzung Tretlager zu Wirbelstrom-Schwungrad	1:17,5
Maximale Bremsleistung	>2000 (bei 140 U/min ⁻¹)
Bremsstufen	Grundlast 60 Watt (weitere frei wählbar je Stufe)
Messbereich der Leistung	0 ... 2500 Watt ($\pm 2\%$)
Messmethoden	Kraftmessung über Dehnmessstreifen und Drehzahlmessung berührungslos über Kontakt
Tretlager-Drehzahl	20 ... 255 min ⁻¹ (Mittel von 5 Zyklen)

Das Radergometer S2000 wird für das semispezifische Training von den Sportlern genutzt.

Laufband: Der zweite Test der zweiten Untersuchung erfolgte auf dem Laufband am Olympiastützpunkt (OSP) von Berlin. Es befindet sich in einem separaten Test- und Trainingsraum des OSP. Das Laufband der Firma HP Cosmos mit der Typenbezeichnung Saturn 300/100r wurde für ver-

schiedene Sportarten konzipiert (z.B. Radsport, Inlineskating, Rollstuhlsport und Lauf). Es konnte immer nur ein Sportler mit seinem Zeitfahrrad auf dem Laufband fahren. Folgend die wichtigsten Informationen zum Laufband:

Lauffläche:	300 x 100 cm
Geschwindigkeit:	0 ... 60 km/h
Steigung:	-25 ... +25%
Motor:	11 kW
Steuerung:	extern

Das Laufband am OSP-Berlin wird von den Sportlern auch für semispezifisches Training mit dem Rad genutzt.

5.2.2 Pedalkraftanalysesystem

Mit dem Pedalkraftanalysesystem (PKA-System) der FES erfolgte die Messung der Pedalkinetik. Die Pedalkraft wurde vom PKA-System im innerzyklischen Bewegungsablauf erfasst, gespeichert und dargestellt. Das PKA-System besteht im Wesentlichen aus den drei Komponenten: Messkurbel, Datenspeicher (befestigt unter dem Sattel) und Analysesoftware.

Messkurbel: Für die Messungen wurden die Messkurbeln mit Pedal und Geschwindigkeitssensor an das Zeitfahrrad der FES montiert (Abb. 6). Die Messkurbeln mit Elektronik konnten schnell und unkompliziert am Rad angeschlossen werden. Sie sind äußerlich wie ein gängiges Pedalsystem aufgebaut, so dass der Athlet beim Fahren mit dem System keine ungewohnte Situation oder Nachteile hatte. Die Elektronik zur Digitalisierung und Vorverarbeitung der Kurbelkräfte ist innerhalb der Messkurbel untergebracht. Die technischen Merkmale sind folgend dargestellt:

Stromversorgung:	2,8 V durch Batterie im Tretarm
Abtastrate:	200 Hz
Auflösung:	12 Bit
Ausgabe:	1/10 Newton (kalibriert)
Schnittstelle:	19200 Baud telemetrisch
Besonderheiten:	Auto-Powerup/-Powerdown, LowBat-Erkennung
Messgenauigkeit:	< 0,2 %

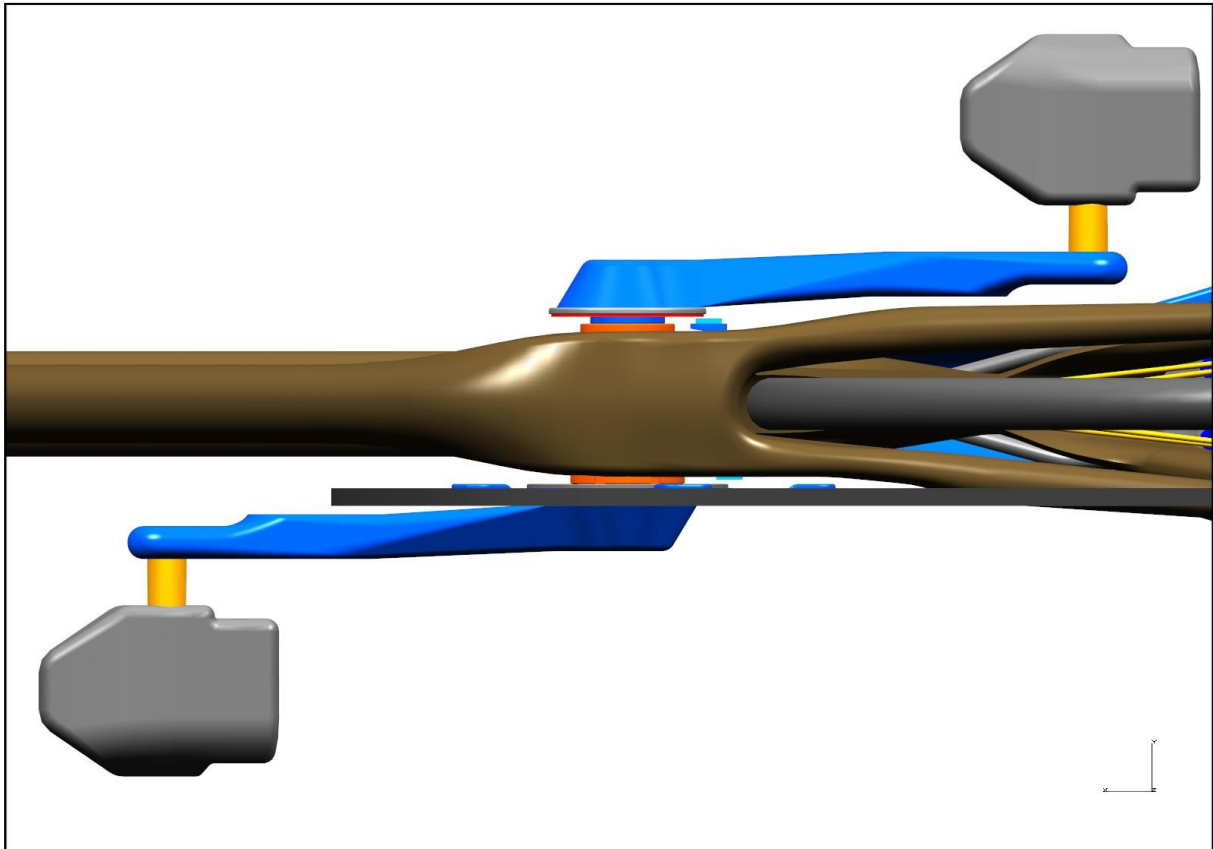


Abb. 6: CAD-Modell der montierten Messkurbeln

Mit der Elektronik wird einerseits die Umsetzung des DMS-Signals (Kraftsensor) und gleichzeitig die digitale Ausgabe und Steuerung des Messgebers realisiert. Zu diesem Zweck ist eine Leiterkarte mit entsprechenden Schaltungen in der jeweiligen Messkurbel integriert, die aus folgenden Komponenten besteht:

- Analogteil mit TDC PS02 und Beschaltung
- Digitalteil mit Mikrocontroller ATtiny2313, der zur Kommunikation mit dem PS02 sowie der Aufbereitung der Messwerte und Ansteuerung der Nahfeldtelemetrie diene

Analog- und Digitalteil sind hardwareseitig über ein Bussystem verbunden. Um eine lange Messbereitschaft zu gewährleisten, wurde ein Strommanagement mit Unterstützung des eingesetzten Prozessors realisiert. Mit einem Dehnungsmessstreifen-Sensor (DMS-Sensor) wird die Kraft im Pedalarm gemessen (Abb. 7).



Abb. 7: PKA-Systems – Kurbeln mit Messeinheit und Datenspeicher

Die weitere Verarbeitung erfolgt über ein digitales Konzept zum Messen von metallischen Dehnungsmessstreifen, basierend auf TDC Technologie (Time- to- Digital Converter). Der PS02 aus der PICOStrain-Familie (ACAM) dient als Prozessor zur Analog-Digital-Wandlung. Bei dieser digitalen Messung wird das Widerstandsverhältnis nicht wie bei der Wheatstone'schen Brückenschaltung auf eine Spannungsdifferenz, sondern auf eine Zeitdifferenz zurückgeführt. Durch diese Messmethode ergeben sich Vorteile in der Strom- und Spannungsversorgung. Die Dehnungsmessstreifen werden nicht mit konstanter Spannung versorgt, sondern mit einer gepulsten Spannung angesteuert. Die Messung der Veränderung des Widerstandes der DMS erfolgt dabei über die Änderung der Entladezeit eines angeschlossenen Kondensators. Der Linearitätsfehler der Messelektronik wurde durch Gewichts-Kalibrierung bestimmt und lag bei der Messkurbel unter 0,2%. Die Datenübertragung von der Kurbel (Pedalarm) zum Datenspeicher erfolgt mittels Nahfeldtelemetrie. Zur Fehlerer-

kennung und Fehlervermeidung bei der Übertragung wurden die Daten digital aufbereitet und nach einem für das System entwickelten Protokoll zum Messkurbelspeicher übertragen.

Datenspeicher: Die zweite Komponente des PKA-Systems bildet der Datenspeicher. Dieser empfängt die Kraftdaten von der Messkurbel und bereitet sie auf. Danach wurden die Daten auf einem integrierten Flash-Speicher abgelegt und kabelgebunden auf die Input-Box übertragen (siehe Abschnitt 5.2.3). Die technischen Eigenschaften des Datenspeichers sind folgend dargestellt:

Stromversorgung:	2,8 V durch LiPo-Akku
Dateneingang:	2x 19200 Baud Telemetrie (aufbereitet)
Speicherkapazität:	10 MB Flash-Speicher
Schnittstelle:	Com-Port @920 kBaud
Besonderheiten:	RTC, Li-Monitor, Temperaturmessung, LED-Anzeige

Analysesoftware (PKA-PC-Software): Die Analysesoftware wurde zur Darstellung und Auswertung der im Datenspeicher abgelegten Daten eingesetzt. Sie realisiert folgende Funktionen:

- Anzeige ausgewählter Messungen
- Auswahl und Darstellung ausgewählter Abschnitte
- Speicher- und Datenvorverdichtung von ausgewählten Abschnitten

Grundlage für die umfassende Bearbeitung bilden die kontinuierlich aufgezeichneten Pedalkräfte und die Erfassung der Trittfrequenz. Ausgehend von diesen Daten können zusätzlich die Parameter Geschwindigkeit und Leistung errechnet werden.

Ziel der weiteren Bearbeitung war die Komprimierung der Daten aus ausgewählten Abschnitten. Es können bei einem konstanten Geschwindigkeitsabschnitt sportlerspezifisch Kraftverläufe im Tretzyklus dargestellt werden. Die Parameter Gesamtleistung, Leistung rechts/links, Kraftmaximum sowie die dazugehörige Pedalwinkelstellung wurden berechnet.

5.2.3 Elektromyographie-Ableitungen

Die muskulären Aktivitäten der linken unteren Extremität und des linken Oberarmes wurden bipolar mit dem Verfahren der Oberflächen-Elektromyographie (EMG) abgeleitet (vgl. 5.4.2).

Die Ableitung der Muskeln erfolgte mit selbstklebenden Ambu[®] Blue Sensor[®] N-Einweg Ag/AgCl Elektroden von Medicotest (Abb. 8). Die Elektroden mit dezentralem Druckknopf haben folgende Maße: Elektrodenabmessungen 30x22 mm, Klebefläche 556 mm² und Gelfläche/Messfläche 95 mm². Sie wurden mit einem Interelektrodenabstand von 20 mm longitudinal des Muskelfaserverlaufes appliziert. Die Positionierung der Referenzelektrode erfolgte am Capitulum fibulae (Wadenbeinköpfchen) des linken Beines. Jedes Elektrodenpaar wurde mit Fixomull[®] Stretch (BSN-Medical) fixiert, um den Halt der Elektroden während der gesamten Messung zu gewährleisten.

Je ein Elektrodenkabel der Firma Biovision (Wehrheim Deutschland) wird an jedes Elektrodenpaar mittels Druckknopfverbindung befestigt (Abb. 8). Jedes Kabel, mit einer Länge von zwei bis drei Metern, ist mit einem Miniaturverstärker ausgerüstet. Je nach Stärke des EMG-Signals ist eine 1000, 3000 oder 5000 fache Verstärkung möglich. Die Einstellung der Verstärker konnte mit der Stufe 1 festgelegt werden – also mit 1000facher Verstärkung der Muskelsignale. Die Spannungsversorgung der Kabel beträgt $\pm 2,5$ bis ± 15 V. Alle Kabel wurden nahe der Signalverstärker zu einer kleinen Schlinge gelegt und mit 25 mm breitem Leukotape[®] befestigt, um das versehentliche Trennen zu vermeiden. Die abschließende Fixierung von Elektroden und Kabeln konnte durch das Überziehen eines Netzstrumpfes über das Bein gewährleistet werden.



Abb. 8: Elektrode (Ambu® Blue Sensor® N) und Elektrodenkabel mit Referenzelektrode und Verstärker - Biovision (Foto aus: http://www.biovision.eu/images/emg1_big.jpg)

Die Messsignale wurden über die Kabel zu einer Input-Box auf ein portables Speichergerät übertragen: Die Biovision 16-Kanal-Inputbox zeichnete in Verbindung mit einer A/D-Wandlerkarte (DAQCard-700, National Instruments, Austin Texas USA) die Muskelaktivitäten in den Kanälen eins bis zehn mit einer Abtastrate von 1000 Hz/Kanal mittels einer speziellen Software (Stiegele System, Münster Deutschland) auf. Durch die hohe Einzugsfrequenz konnten keine Glättungseffekte im EMG-Rohsignal auftreten [vgl. 19 S.8]. Als Speichergerät diente ein PDA (Personal Digital Assistant, iPAQ 5450, Hewlett-Packard, Palo Alto Kalifornien), der mit einem Gurt auf dem Rücken des Probanden befestigt wurde. Weitere drei Kanäle wurden für die Übertragung des Kraft- und Triggersignals sowie der mechanischen Leistung an den PDA verwendet.

5.2.4 Bestimmung der physiologischen Kenngrößen: Herzfrequenzmessung, Spirometrie und Laktatanalyse

Herzfrequenzmessung: Die Messung der Herzfrequenz erfolgte im beat-to-beat-Modus mit dem PolarpulsMESSsystem S810 (Firma Polar Elektro, Finnland). Die Genauigkeit der Herzfrequenz-Messung liegt unter konstanten Bedingungen bei $\pm 1 \%$ / ± 1 Schlag/Minute. Die Daten wurden mit einem Polar Interface digitalisiert und mit Hilfe der Software Precision-

Performance SW3.0 (Firma Polar Electro, Finnland) auf dem PC gespeichert. Die Herzfrequenzmessung erfolgte bei allen durchgeführten Untersuchungen.

Spirometrie: Bei dem zur Spirometrie angewandten System handelt es sich um das mobile telemetrische Spirometriesystem K4b2 (COSMED S.r.l., Italien). Es besteht im Wesentlichen aus drei Einheiten: der tragbaren Einheit (O₂ und CO₂-Analysatoren, Sampling Pumpe, UHF-Sender, barometrische Sensoren und Elektronik), dem Empfängergerät (Übertragungselemente) und dem Batterieladegerät (Stromversorgung). Mit dem K4b2 wird der Gasaustausch Atemzug für Atemzug analysiert. Die Probanden trugen die tragbare Einheit zusammen mit einer Ni-Cd Batterie mittels Gurtsystem auf dem Rücken sowie eine dem Gesicht eng anliegende Atemmaske. Das Gerät wurde durch eine Volumen- und Gaskalibration mit einem Prüfgasgemisch vor jedem Test kalibriert (15% Sauerstoff, 5% Kohlendioxid und 80 % Stickstoff). Mit der Kalibration werden der Nullpunkt und die Verstärkung der Analysatoren so eingestellt, dass die Ergebnisse mit den vorhergesehenen Werten übereinstimmen (16 % Sauerstoff und 0,3 % Kohlendioxid). Die Messgenauigkeit des Flussmessers liegt bei ± 2 %, die des Sauerstoff-Analysators bei 0,02 % Sauerstoff und die des Kohlendioxid-Analysators bei 0,01 %. Die spirometrische Messung wurde bei allen Untersuchungen durchgeführt.

Laktatbestimmung: Während jeder Belastungsstufe in der letzten halben Minute sowie 3, 5 und 10 Minuten nach der Belastung wurde bei den Probanden Blut mit einer sterilen Lanzette aus dem hyperämisierten Ohrläppchen durch Punktion entnommen. Es folgte die Aufnahme von 20 µl Kapillarblut in einer end-to-end Kapillare. Die Blutproben wurden anschließend nach dem enzymatisch amperometrischen Messprinzip mit dem Laktatmessgerät Ebio Plus (Eppendorf AG, Hamburg, Deutschland) analysiert. Bei der zweiten Untersuchung (2004) auf dem Laufband konnte die Laktatmessung realisiert werden. Für eine Laktatmessung während des Radfahrens auf der Bahn hätte der Test unterbrochen werden müssen. Beim

Ergometertest stand auf Grund logistischer Probleme kein Laktatmessgerät zu Verfügung.

5.3 Untersuchungsdesign

Die Untersuchungen fanden in zwei Abschnitten statt:

- Die erste Untersuchung (U1) erfolgte im Jahr 2003 (Oktober bis Dezember) mit einem Test auf der Radrennbahn (U1-T1) und einem Test auf dem Ergometer (U1-T2). Jeder Proband führte beide Tests an einem Tag durch.
- Die zweite Untersuchung (U2) fand im Jahr 2004 (November bis Dezember) mit einem Test auf der Radrennbahn (U2-T1) und einem Test mit dem Rad auf dem Laufband (U2-T2) statt. Auch hier führte jeder Proband beide Tests an einem Tag durch.

Der Tag vor den Untersuchungen war ein Ruhetag, an dem die Athleten nicht trainierten. Die Zeitspanne zwischen der U1 und U2 betrug für jeden Probanden etwa ein Jahr.

Untersuchungsvorbereitungen: Die Vorbereitungen erfolgten für beide Untersuchungen (2003 und 2004) gleich. Für jeden Probanden wurde ein Protokoll angelegt. Dieses beinhaltete persönliche und anthropometrische Daten, Fragen zum Gesundheitszustand und Training sowie für den Test und die Auswertung relevante Informationen (Abb. A 1 und Abb. A 2). Die anthropometrischen Daten (Körpergröße, Körpergewicht und Länge der Beininnenseite), die Antworten zum Gesundheitszustand und zum Trainingsumfang sowie die Radeinstellungen wurden im Protokoll vor jeder Untersuchung dokumentiert. Es folgte die Vermessung der individuellen Einstellung des Rades. Die Maße wurden im Protokoll vermerkt. Anschließend erfolgte die Elektrodenapplikation am linken Arm und Bein für die EMG-Messung. Die Haut wurde für die Klebeelektroden entsprechend der SEMIAN Standards vorbereitet: Die Bereiche über den abzuleitenden Muskeln wurden rasiert und mit Peelingpaste (Every Rubbelpaste von Spes medica) abgerieben. Es folgte das Entfernen der Peelingpaste und die Reinigung mit Alkohollösung. Die Positionierung der EMG-Elektroden sowie

das Abkleben, Verkabeln und Sichern mit Tape und Netzstrumpf beendete die Vorbereitung der EMG-Messung. Die Elektrodenpositionierung erfolgte nach den Ableitregeln von Zipp [82]. Das Equipment für die spirometrische Messung und der Herzfrequenzgurt wurden am Probanden angebracht. Zum Abschluss der Untersuchungsvorbereitung erfolgte eine EMG-Ruhemessung.

Untersuchungsdurchführung – U1: Die Untersuchung begann mit einer 15-minütigen Aufwärm- und Gewöhnungsphase mit dem Zeitfahrrad auf der Radrennbahn. Anschließend wurde ein trittfrequenzgesteuerter Stufentest auf der Bahn durchgeführt. Der Stufentest wurde mit einer festen, auf das individuelle Leistungsvermögen abgestimmten Übersetzung bis zur Ausbelastung gefahren. Die Trittfrequenz musste der Proband alle drei Minuten in sechs Stufen um 10 U/min erhöhen. Er begann mit 70U/min und endete bei 120U/min. Nach dem Test auf der Bahn pausierte der Athlet vier Stunden, um die Erholung vom ersten Test sicherzustellen. Damit die Vergleichbarkeit der Ergebnisse gewährleistet war, behielt der Proband die EMG-Elektroden auf der Haut. Vor dem nächsten Test wurden die Einstellungen (Maße) des Zeitfahrrades auf das Ergometer übertragen. Die mechanische Leistung, die bei der Messung auf der Bahn für jede Belastungsstufe ermittelt wurde, diente der Erstellung des Belastungsprotokolls auf dem Ergometer. Die mechanische Leistung war so für jede Belastungsstufe voreingestellt und der Proband musste, wie auf der Bahn, die Trittfrequenz alle drei Minuten um 10 U/min erhöhen. Nach einer 15-minütigen Erwärmung auf dem Ergometer führte der Sportler den Stufentest in der gleichen Weise wie auf der Bahn durch.

Untersuchungsdurchführung – U2: Auch die zweite Untersuchung begann mit dem Test auf der Bahn. Dieser und die Pausengestaltung erfolgten genauso wie in der ersten Untersuchung. Für den zweiten Test wurde die mechanische Leistung, die bei der Messung auf der Bahn für jede Belastungsstufe ermittelt wurde, auf das Belastungsprotokolls des Laufbandes übertragen. Die Steuerung der Geschwindigkeit und der Steigung des

Laufbandes erfolgte so, dass die gleiche mechanische Leistung und Trittfrequenz in den einzelnen Stufen erreicht wurde wie beim Stufentest auf der Bahn. Die Steigung und Geschwindigkeit für jede Belastungsstufe wurde in das Protokoll des Laufbandcomputers eingegeben. Die Geschwindigkeit wurde wie folgt berechnet:

$$v = 0,06 \cdot n \cdot E$$

mit v = Geschwindigkeit [km/h], n = Trittfrequenz [U/min] und E = Entfaltung [m] [vgl. 22 S.216].

Die Steigung wurde mit einer dafür entwickelten Software der FES berechnet. Nach einer 15-minütigen Erwärmung mit seinem Zeitfahrrad auf dem Laufband führte der Proband den Stufentest in der gleichen Weise wie auf der Bahn durch.



Abb. 9: Proband auf Zeitfahrrad mit Messequipment während der Messfahrt auf der Radrennbahn

5.4 Messparameter

Die Untersuchungsparameter für alle Tests waren Pedalkinetik, Muskelaktivität, Herzfrequenz und Atemgasanalyse. Bei dem Test auf dem Laufband wurde zusätzlich eine Laktatmessung durchgeführt.

5.4.1 Messparameter - Pedalkraft

Mit dem Pedalkraftanalysesystem (PKA-System) der FES wurde die Tangentialkraft gemessen. Die Abtastrate der Messkurbel beträgt 200 Hz. Somit ergibt sich bei der maximalen Trittfrequenz von 120 U/min die Aufzeichnung der Kraftwerte innerhalb einer Kurbelumdrehung alle 3,6°. Für die niedrigeren Trittfrequenzstufen ergeben sich noch kleinere Bereiche. Durch die gleichzeitige Registrierung des Kurbelwinkels konnte die Kraft den einzelnen Umdrehungszyklen zugeordnet werden. Das PKA-System berechnete die mechanische Leistung und die Trittfrequenz, so dass die Tangentialkraft den Belastungsparametern zugeordnet werden konnte. Für die zeitliche Zuordnung der EMG-Signale sendete das System ein Triggersignal zur Inputbox des EMG-Messsystems. Getriggert wurde auf die fallende Flanke des Signals, die durch die Deckungsgleichheit der angebrachten Magneten entstand. Aus den anliegenden Spannungen am Signaleingang wurde die Tangentialkraft wie folgt berechnet:

$$F = (U_F - U_{F0}) \cdot K_F$$

mit F = Kraft [N], U_{F0} = Spannung bei entlastetem Sensor, U_F = Spannung bei belastetem Sensor und K_F = Kalibrationsfaktor [N/V] [61].

5.4.2 Messparameter - Elektromyographie und physiologischen Kenngrößen

In allen Tests wurde die Aktivität von acht Muskeln der unteren linken Extremität und von zwei Muskeln des linken Oberarmes mittels Oberflächen-Elektromyographie abgeleitet. Die Muskeln wurden entsprechend ihrer Funktion und der oberflächlichen Ableitbarkeit ausgewählt. Um den Messaufwand in einem durchführbaren Maße zu halten, fiel die Auswahl

hauptsächlich auf die Muskeln, welche sich in ihrem Informationsgehalt nicht überschneiden.

Die Muskeln, welche hauptsächlich die Tretbewegung in der Sagittalebene bewirken, wurden bereits im Abschnitt 3.3.1 beschrieben. Folgende Muskeln der linken unteren Extremität und der linken Hüfte wurden abgeleitet:

- M. vastus lateralis,
- M. rectus femoris,
- M. vastus medialis,
- M. gluteus maximus,
- M. biceps femoris caput longum,
- M. tibialis anterior,
- M. gastrocnemius caput laterale (M. gastrocnemius lateralis) und
- M. gastrocnemius caput mediale (M. gastrocnemius medialis).

Die abgeleiteten Oberarmmuskeln der linken Seite:

- M. biceps brachii caput longum und
- M. triceps brachii caput longum

Zeitsynchron zur Aufzeichnung der Pedalkraft und der Muskelaktivitäten erfolgte die Messung folgender physiologischer Parameter:

- Herzfrequenz,
- Sauerstoffaufnahme und
- Laktat (nur beim Test auf dem Laufband).

5.5 Auswertungsverfahren

Im Vorversuch wurde die Reproduzierbarkeit der Testmethode überprüft. Hierfür erfolgte eine Untersuchung mit einer Referenzgruppe von acht Leistungssportlern aus dem Juniorenbereich des Bahnradsports. Diese absolvierten zweimal hintereinander den gleichen Stufentest mit derselben Messmethodik wie die Untersuchungsgruppe der Kaderathleten auf der Radrennbahn. Die Ergebnisse aus dem Vorversuch wurden bei der Interpretation signifikanter Unterschiede im Ergebnisteil berücksichtigt: Ein

signifikanter Unterschied bei der Ergebnisauswertung der Kadergruppe wird nur dann als solcher gewertet, wenn er höher ist, als der Unterschied zwischen den Tests der Referenzgruppe.

Nach dem Einlesen der Daten der Sauerstoffaufnahme und der Herzfrequenz in die Software K4b2 wurden die maximale relative Sauerstoffaufnahme und die maximale Herzfrequenz aus den Tests mittels Microsoft Excel bestimmt. Für die Sauerstoffaufnahme und Herzfrequenz wurden die Mittelwerte der einzelnen Stufen gebildet, wobei nur die jeweils letzte Minute der Stufen ausgewertet wurde. Die Mittelwerte wurden dann für jede Untersuchung separat (U1 und U2) in Prozent der maximalen Sauerstoffaufnahme bzw. der maximalen Herzfrequenz angegeben. Hierbei erfolgte die Bestimmung des absoluten Maximalwertes aus beiden Tests (für U1 – aus Test Bahn und Test Ergometer sowie für U2 aus Test Bahn und Test Laufband).

Die gewonnenen EMG- und Kraftdaten wurden konvertiert und anschließend mit Hilfe der Software DasyLab (National Instruments Corporation) und LabVIEW (National Instruments Corporation) verarbeitet. In die Auswertung wurden die Daten während der ersten 38 Umdrehungszyklen (entspricht einer Bahnrunde) der dritten Minute jeder Belastungsstufe für den einzelnen Probanden und Test (U1-T1&2 und U2-T1&2) einbezogen. Die Kontrolle aller Roh-EMGs auf Artefakte ging der weiteren Datenverarbeitung der EMG-Signale voraus. Die Filterung (Butterworth-Filter vierter Ordnung, Cut-Off-Frequency = 5 Hz), Gleichrichtung, Glättung (über moving average 25) und Zeitnormierung (38 Zyklen) des Roh-EMGs erfolgte mit Hilfe der Software DasyLab V6.0 (National Instruments Corporation). Für EMG und Kraft wurde der obere Totpunkt als Beginn bzw. Ende eines Umdrehungszyklus bei der Zeitnormierung definiert (vgl. Abschnitt 3.1). Die Zeit innerhalb der einzelnen Umdrehungszyklen wurde dabei auf 360° (entspricht 100% einer Umdrehung) gesetzt und in Klassen unterteilt. Die Werte innerhalb jeder Klasse von 1° wurden gemittelt und es ergaben sich 360 Werte, die einen Umdrehungszyklus beschreiben. Durch

die Mittelung der zeitnormierten Einzelzyklen zu einem charakteristischen Mittelwertsprofil ergab sich eine mittlere Kurve aus 38 Einzelzyklen (eine Bahnrunde) für jeden Muskel und für die Kraft.

Durch das Bearbeiten der EMG-Kurven mit den digitalen Filtern kann es zu Verschiebungen der zeitlichen Struktur des Signals kommen. Daher wurden die zeitlichen Parameter Aktivitätsbeginn (BEG) und Aktivitätsdauer (LAT) aus dem gleichgerichteten und nicht geglätteten EMG bestimmt. Der Aktivitätsbeginn wurde als der Zeitpunkt bestimmt, an dem die Amplitude der Aktivität fünf Prozent der Maximalamplitude der jeweiligen Untersuchung (U1/U2) betrug [5, 28]. Sobald die Amplitude erneut fünf Prozent erreichte, wurde das Aktivitätsende der Muskelaktivität erreicht. Aus beiden Parametern ergab sich die Aktivitätsdauer (LAT).

Die Werte jedes einzelnen Muskels und der Kraft wurden versuchsintern für die erste und zweite Untersuchung separat normiert: Die in der jeweiligen Untersuchung erreichte maximale Amplitude (aus dem bearbeiteten EMG) wurde einhundert Prozent gleichgesetzt. Der absolute Maximalwert aus beiden Tests (für U1 – aus Test Bahn und Test Ergometer sowie für U2 aus Test Bahn und Test Laufband) stellte die maximale Amplitude dar. Die Datenwerte der einzelnen Muskeln und der Kraft wurden prozentual zu der maximalen Amplitude (=100%) angegeben. Die im Stufentest erreichte maximale Aktivität steht für die Beanspruchung, die der Muskel bei aerober Ausbelastung erbringen muss – daher stellt sie das Normierungskriterium dar. Die unterschiedlichen Ableitbedingungen führen zu einer Variabilität zwischen den Probanden. Diese konnte durch die Normierung reduziert werden.

Die bearbeiteten Daten wurden mit LabVIEW 8.0 (National Instruments) weiterverarbeitet, um folgende Parameter für die ersten beiden Ergebnisteile (6.1, 6.2) zu bestimmen:

- den Aktivitätsbeginn (BEG) sowie die Aktivitätsdauer (LAT) der einzelnen Muskeln (Aktivitätsphasen im Kurbelkreis),

- die Intensität der muskulären Aktivität und die Tangentialkraft links, dargestellt durch die mittlere und maximale EMG- bzw. Kraftamplitude
- die Position der maximalen Amplitude im Kurbelkreis für EMG und Tangentialkraft links

Für den dritten Ergebnisteil (6.3) wurden folgende Parameter bestimmt:

- das integrierte EMG (iEMG) während der Aktivitätsdauer – der iEMG-Wert entspricht dem Flächeninhalt unter der amplituden- und zeit-normalisierten gemittelten EMG-Kurve,
- die Intensität der muskulären Aktivität während der Aktivitätsdauer und
- der Aktivitätsbeginn (BEG) sowie die Aktivitätsdauer (LAT) der einzelnen Muskeln (Aktivitätsphasen im Kurbelkreis).

Unterschiede der einzelnen Auswertungsparameter zwischen dem Stufentest auf der Bahn und auf dem Ergometer sowie auf der Bahn und dem Laufband wurden statistisch überprüft:

Alle Messwerte wurden mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test auf Normalverteilung überprüft. Mit der deskriptiven Statistik wurden Mittelwerte (Mw.), Standardabweichungen (SD) und Maxima (Max) berechnet. Die Signifikanzprüfung der Mittelwertsunterschiede erfolgte mit dem t-Test für gepaarte Stichproben. Ein signifikanter Unterschied wird für $p < 0,05$ nur dann berücksichtigt, wenn die Differenz größer ist als die zwischen den Tests der Referenzgruppe. Die Ergebnisse wurden mittels Box-Plots-Balken graphisch dargestellt (Mw. \pm SD). In den Tabellen sind positive und negative Differenzen zu finden. Die Differenz ist immer dann positiv, wenn im Bahntest der Wert höher ist als im Ergometer-/Laufbandtest. Ist der Wert im Bahntest niedriger, so ist die Differenz negativ.

Für einen Teil der Daten wurden im Abschnitt 6.3 die Korrelationen überprüft und der Korrelationskoeffizienten (r) ermittelt. Die Einstufung des Korrelationskoeffizienten kann der folgenden Tabelle (Tab. 6) entnommen

werden. Die graphische Darstellung erfolgte mittels Korrelationsmatrix mit einem Konfidenzintervall von 95% (Regressionsbänder).

Tab. 6: Einstufung des Korrelationskoeffizienten

Korrelationskoeffizient	Einstufung
$ r \leq 0,2$	sehr geringe Korrelation
$0,2 < r \leq 0,5$	geringe Korrelation
$0,5 < r \leq 0,7$	mittlere Korrelation
$0,7 < r \leq 0,9$	hohe Korrelation
$0,9 < r \leq 1,0$	sehr hohe Korrelation

Die Anwendung der genannten Verfahren sowie die graphischen Darstellungen der Ergebnisse erfolgten rechnergestützt mit dem Statistikprogramm STATISTICA 6 (StatSoft, Inc.) und mit Excel (aus Office 2007 von Microsoft®).

6 Ergebnisse

Die Darstellung der Ergebnisse aus der ersten und zweiten Untersuchung (U1 und U2) folgt in diesem Kapitel.

Die Ergebnisse aus dem ersten Teil sollen zeigen, inwieweit sich muskuläre Beanspruchung, Kinetik der Tretbewegung und physiologische Kenngrößen beim Radfahren auf dem Ergometer oder auf dem Laufband vom Radfahren auf der Bahn unterscheiden. Im den ersten beiden Ergebnisteilen (6.1 und 6.2) werden die Daten der beiden Tests aus der jeweiligen Untersuchung verglichen: Die Unterschiede zwischen dem Test auf der Bahn und dem Ergometer (U1 – Abschnitt 6.1) werden für die Parameter Pedalkraft, Muskelaktivität, Sauerstoffaufnahme und Herzfrequenz dargestellt. Der Vergleich zwischen Bahn und Laufband (U2 – Abschnitt 6.2) folgt für die gleichen Parameter. Der Zusammenhang einzelner Messgrößen zueinander wird gezeigt. Die Ergebnisauswertung wurde für alle acht getesteten Probanden durchgeführt. Jeder Abschnitt endet mit einer Zusammenfassung, wobei sich folgendes Problem zeigte: Für einige Daten wurden in fast allen Belastungsstufen signifikante Unterschiede gefunden – wohingegen sich bei anderen in wenigen oder gar keinen Stufen signifikante Differenzen

zeigten. Um hier eine Differenzierung vorzunehmen und eine realistische Einschätzung der Ergebnisse zu erreichen, wurden Kriterien bestimmt, welche im Testvergleich für das Finden eines Unterschiedes gegeben sein mussten:

- signifikanter Unterschied in mindestens drei Stufen ($\geq 50\%$ des Tests),
- für den Mittelwert aus allen sechs Belastungsstufen muss eine signifikante Differenz zwischen den beiden Tests bestehen
- die Differenzen müssen oberhalb der Schwankungsbreite der Reproduktionsgruppe liegen und
- die Standardabweichung (SD) der Differenzen darf nicht größer sein als die Differenz selbst.

Im zweiten Ergebnisteil erfolgt die Darstellung der Muskelaktivität, der Pedalkraft und der physiologischen Kenngrößen im Bezug auf die Leistung. Hierfür wurden die Daten aus einem der Bahntests aller acht Probanden ausgewertet.

6.1 Unterschiede zwischen dem Radfahren auf der Radrennbahn und dem Ergometer (U1)

Die erste Untersuchung erfolgte auf der Radrennbahn und dem Ergometer (U1-T1&2). Die Probanden sollten in den sechs Stufen des Stufentests jeweils über drei Minuten eine definierte Trittfrequenz einhalten, was alle Athleten gut realisieren konnten. In der folgenden Tabelle (Tab. 7) wird die Trittfrequenz (gemittelt über die ersten 38 Zyklen (eine Bahnrunde) der letzten Minute der jeweiligen Stufe und über die acht getesteten Probanden) für die Tests auf Bahn und Ergometer gezeigt und dem Sollwert gegenübergestellt.

Tab. 7: Vorgegebene Trittfrequenzwerte (Soll) in den einzelnen Stufen des Stufentests vs. realisierte Werte (Ist) auf der Radrennbahn (Bahn) und dem Ergometer (Ergo) sowie die Differenz (Diff.), gemittelt über die Probanden (n=8) (U1)

	Soll [U/min]	Ist Bahn [U/min]*	Ist Ergo [U/min]*	Diff. Bahn vs. Ergo [U/min]*
Stufe 1	70	72,3 ± 1,8	71,6 ± 1,5	0,7 ± 1,4
Stufe 2	80	81,7 ± 1,7	81,2 ± 1,6	0,5 ± 1,8
Stufe 3	90	91,6 ± 1,7	89,7 ± 1,1	1,9 ± 1,2
Stufe 4	100	102,1 ± 1,8	100,2 ± 1,0	1,9 ± 1,8
Stufe 5	110	111,2 ± 1,7	110,0 ± 1,3	1,2 ± 1,6
Stufe 6	120	121,0 ± 2,5	119,0 ± 1,2	1,9 ± 2,3

*(Mw. ± SD.)

Die Abweichungen zwischen der jeweils vorgegebenen Trittfrequenz und den Ist-Werten waren mit 0,5 bis 1,9 U/min gering und lagen im normalen Schwankungsbereich [vgl. 70 S.43]. Für die dritte und vierte Belastungsstufe sowie für den Mittelwert aus allen sechs Stufen ergaben sich statistisch signifikante Unterschiede (Tab. 7). Alle Differenzen lagen jedoch innerhalb der Schwankungsbreite der Reproduktionsgruppe. Tendenziell wurde für alle sechs Stufen auf dem Ergometer eine geringere Trittfrequenz als auf der Bahn deutlich. Die mechanische Leistung ergab sich aus der Trittfrequenz und der Antriebsübersetzung. Die erste, zweite und fünfte Belastungsstufen sowie der Mittelwert aller sechs Stufen unterschied sich zwar zwischen den beiden Tests (Bahn vs. Ergo) signifikant, aber alle Differenzen lagen innerhalb der Schwankungsbreite der Reproduktionsgruppe. Die Unterschiede – die höheren Werte auf dem Ergometer – konnten daher nur als Tendenz gesehen werden (Tab. 8): die mechanische Leistung lag beim Ergometertest zwischen 2,9 und 4,1 Prozent (zwischen 10,0 und 15,0 Watt) höher als beim Bahntest. Die Trittfrequenz war im Ergometertest tendenziell niedriger als auf der Bahn – woraus sich die höhere mechanische Leistung auf dem Ergometer ergab (auf diese Problematik wird in der Methodenkritik (7.2.) näher eingegangen).

Tab. 8: Mechanische Leistung auf der Radrennbahn (Bahn) und dem Ergometer (Ergo) sowie die Differenz (Diff.), gemittelt über die Probanden (n=8), Normiert auf p_{\max} aus beiden Tests (100% bei Probanden im Bahn- oder Ergometertest verschieden) (U1)

	Bahn [% Watt _{max}]*	Ergo [% Watt _{max}]*	Diff. [% Watt _{max}]*
Stufe 1	30,7 ± 2,7	33,8 ± 2,1	-3,1 ± 2,3
Stufe 2	40,7 ± 2,6	43,9 ± 3,0	-3,3 ± 2,9
Stufe 3	51,2 ± 3,4	54,4 ± 3,7	-3,2 ± 3,3
Stufe 4	64,9 ± 6,1	68,6 ± 4,6	-3,8 ± 4,4
Stufe 5	78,6 ± 2,6	82,6 ± 3,0	-4,1 ± 2,4
Stufe 6	96,0 ± 3,5	98,9 ± 2,8	-2,9 ± 5,5

*(Mw. ± SD.)

In den folgenden Abschnitte (6.1.1, 6.1.2 und 6.1.3) werden die Ergebnisse des Vergleichs zwischen Bahn und Ergometer bezüglich der physiologischen Kenngrößen, Tangentialkraft und EMG-Daten dargestellt.

6.1.1 Physiologische Kenngrößen – Bahn vs. Ergometer

Die Betrachtung von relativer Sauerstoffaufnahme (Tab. 9) und Herzfrequenz (Tab. 10) erfolgte in Abhängigkeit von der jeweiligen Belastungsstufe und vom Testgerät. Gemittelt wurde über die ersten 38 Zyklen der letzten Minute der jeweiligen Stufe und über die acht getesteten Probanden. Die im Stufentest gemessene relative Sauerstoffaufnahme und Herzfrequenz wurden in Prozent des erreichten Maximums angegeben (ein absolutes Maximum aus U1-T1&2).

Tab. 9: Sauerstoffaufnahme (VO₂) in Prozent der maximalen relativen Sauerstoffaufnahme im Stufentest auf der Radrennbahn (Bahn) und dem Ergometer (Ergo) sowie die Differenz (Diff.) und das Signifikanzniveau (p), gemittelt über die Probanden (n=8) (U1)

	Bahn VO₂ [% VO ₂ max.] *	Ergo VO₂ [% VO ₂ max.]*	Diff. [% VO ₂ max.]*	p
Stufe 1	34,3 ± 3,1	37,2 ± 3,7	-2,9 ± 3,3	0,060
Stufe 2	41,6 ± 3,6	46,3 ± 4,8	-4,7 ± 3,9	0,019
Stufe 3	52,6 ± 5,3	60,6 ± 5,9	-7,9 ± 4,7	0,004
Stufe 4	66,5 ± 7,5	74,7 ± 5,8	-8,2 ± 5,3	0,007
Stufe 5	77,0 ± 6,2	87,6 ± 4,4	-10,5 ± 5,4	0,002
Stufe 6	74,9 ± 13,7	92,7 ± 1,6	-17,8 ± 14,4	0,017
Mw.	57,8 ± 17,8	66,5 ± 21,1	-8,7 ± 8,3	0,000

*(Mw. ± SD.)

Die relative Sauerstoffaufnahme unterschied sich ab der zweiten Stufe signifikant zwischen den Tests, wobei sie auf dem Ergometer höher war als auf der Bahn. Tendenziell zeigte sich die höhere Sauerstoffaufnahme beim Test auf dem Ergometer auch für die erste Belastungsstufe. Die Differenzen lagen in allen Stufen oberhalb der Schwankungsbreite der Reproduktionsgruppe.

Tab. 10: Herzfrequenz (Hf) in Prozent der maximalen Herzfrequenz im Stufentest auf der Radrennbahn (Bahn) und dem Ergometer (Ergo) sowie die Differenz (Diff.) und das Signifikanzniveau (p), gemittelt über die Probanden (n=8) (U1)

	Bahn Hf [% Hf max.]*	Ergo Hf [% Hf max.]*	Diff. [% Hf max.]*	p
Stufe 1	58,5 ± 5,1	61,1 ± 3,0	-2,6 ± 4,7	0,228
Stufe 2	64,6 ± 4,1	69,4 ± 3,7	-4,8 ± 4,3	0,042
Stufe 3	73,3 ± 4,0	78,8 ± 4,9	-5,5 ± 2,8	0,005
Stufe 4	83,5 ± 3,5	86,8 ± 4,1	-3,3 ± 2,6	0,025
Stufe 5	91,2 ± 3,2	93,4 ± 3,3	-2,3 ± 2,0	0,037
Stufe 6	94,5 ± 7,5	96,5 ± 2,5	-2,0 ± 6,8	0,506
Mw.	77,6 ± 14,2	81,0 ± 13,3	-3,4 ± 3,1	0,000

*(Mw. ± SD.)

Für die zweite bis fünfte Stufe zeigte sich für die Herzfrequenz ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Tests (Bahn vs. Ergometer). Bei sehr niedriger Trittfrequenz und mechanischer Leistung (Stufe 1) sowie bei sehr hoher Belastung (Stufe 6) konnte kein signifikanter Unterschied gefunden werden. Bei dem Test auf der Bahn ließ sich eine vergleichsweise hohe Standardabweichung für diese beiden Belastungsstufen erkennen. Die Herzfrequenz war in den Stufen zwei bis fünf bei dem Ergometertest höher als auf der Bahn. Für die anderen beiden Stufen zeigte sich eine Tendenz in die gleiche Richtung. Die Differenzen lagen in allen Stufen oberhalb der Schwankungsbreite der Reproduktionsgruppe.

Zusammenfassung: Die relative Sauerstoffaufnahme und die Herzfrequenz waren beim Ergometertest höher als auf der Bahn.

6.1.2 Tangentialkraft – Bahn vs. Ergometer

Die Tangentialkraft ist die vortriebswirksame Kraft, welche in Wegrichtung (Kurbelumfangsrichtung) wirkt. Nur sie verrichtet dynamische Arbeit, die der Fortbewegung des Rades dient. In Abb. 10 ist eine typische Verlaufskurve der Tangentialkraft in Abhängigkeit vom Kurbelkreis mit Kurbelpositionen exemplarisch dargestellt.

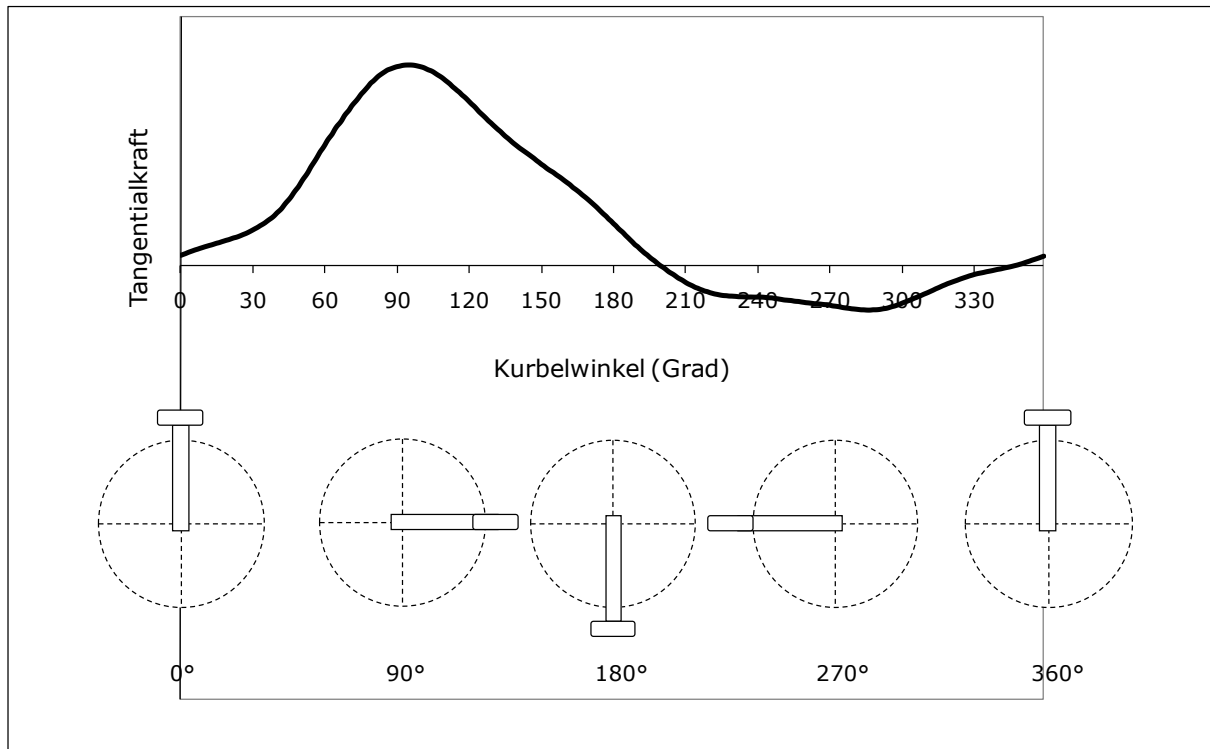


Abb. 10: Tangentialkraft-Winkel-Kurve mit Kurbelpositionen

Die Tangentialkraft wurde für jeden Probanden auf den in der ersten Untersuchung (U1-T1&2) maximal erreichten Tangentialkraftwert normiert und in der Ergebnisdarstellung in Prozent dieses Maximalwertes angegeben. Die folgende Abbildung (Abb. 11) zeigt die Tangentialkraftkurven (gemittelt über alle Stufen und die acht getesteten Probanden) aus dem Bahn- und Ergometertest.

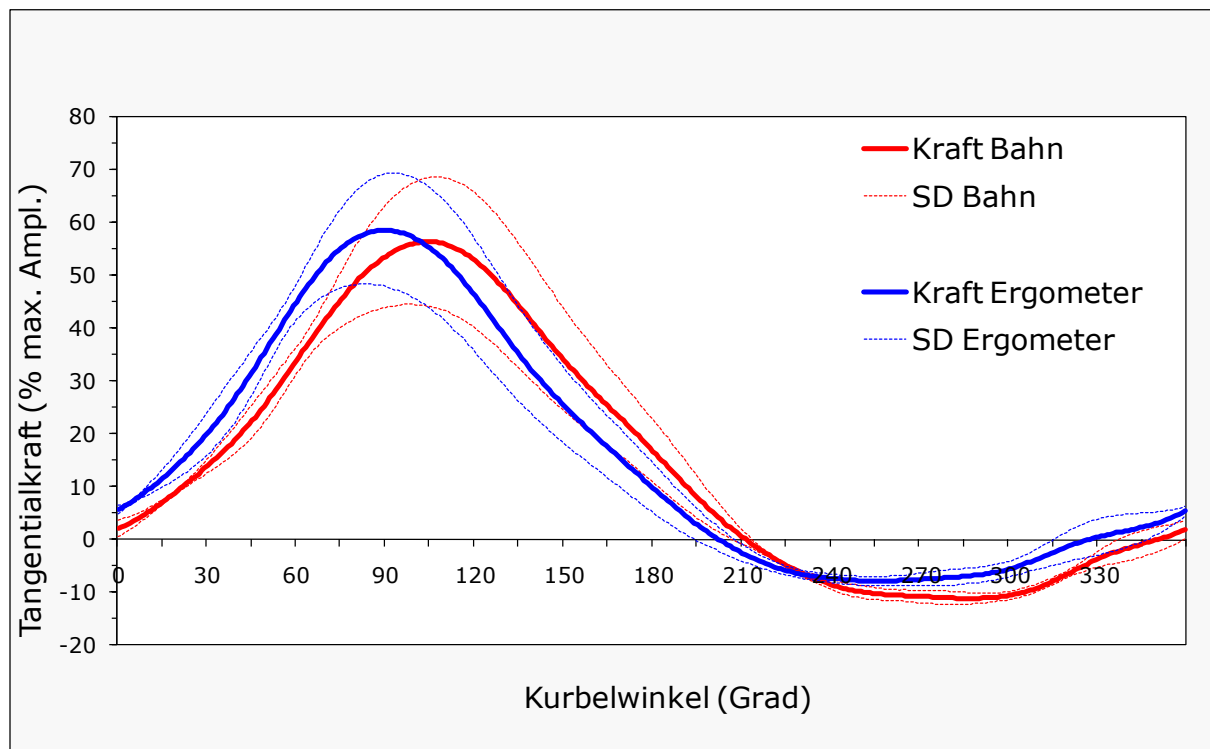


Abb. 11: Tangentialkraft (in Prozent der maximalen Amplitude) im Stufentest, gemittelt über die Stufen und Probanden ($n=8$), auf der Bahn (rot) und dem Ergometer (blau) mit der Standardabweichung (SD) zwischen den Stufen (U1)

Im Vergleich der beiden Tangentialkraftkurven ist ein zeitlicher Versatz zu erkennen. Insbesondere während der Hubphase sowie zu Beginn der Schubphase ($210-330^\circ$), dort wo die Tangentialkraft im negativen Bereich liegt, zeigte sich für die mittlere Kraft auf der Bahn ein geringerer Wert als für das Ergometer. In den folgenden Darstellungen wird deutlich, dass die statistische Überprüfung diese Tendenz bestätigt. Aussagen über die Intensität lassen sich über die mittlere und maximale Tangentialkraft treffen. Des Weiteren wird der Zeitpunkt des Kraftmaximums im Kurbelkreis betrachtet.

Mittlere Tangentialkraft: In der folgenden Abbildung (Abb. 12) wird die mittlere Tangentialkraft (gemittelt über die ersten 38 Zyklen der letzten Minute der jeweiligen Stufe und über die acht getesteten Probanden) für jede einzelne Belastungsstufe des Bahn- und Ergometertest gegenübergestellt.

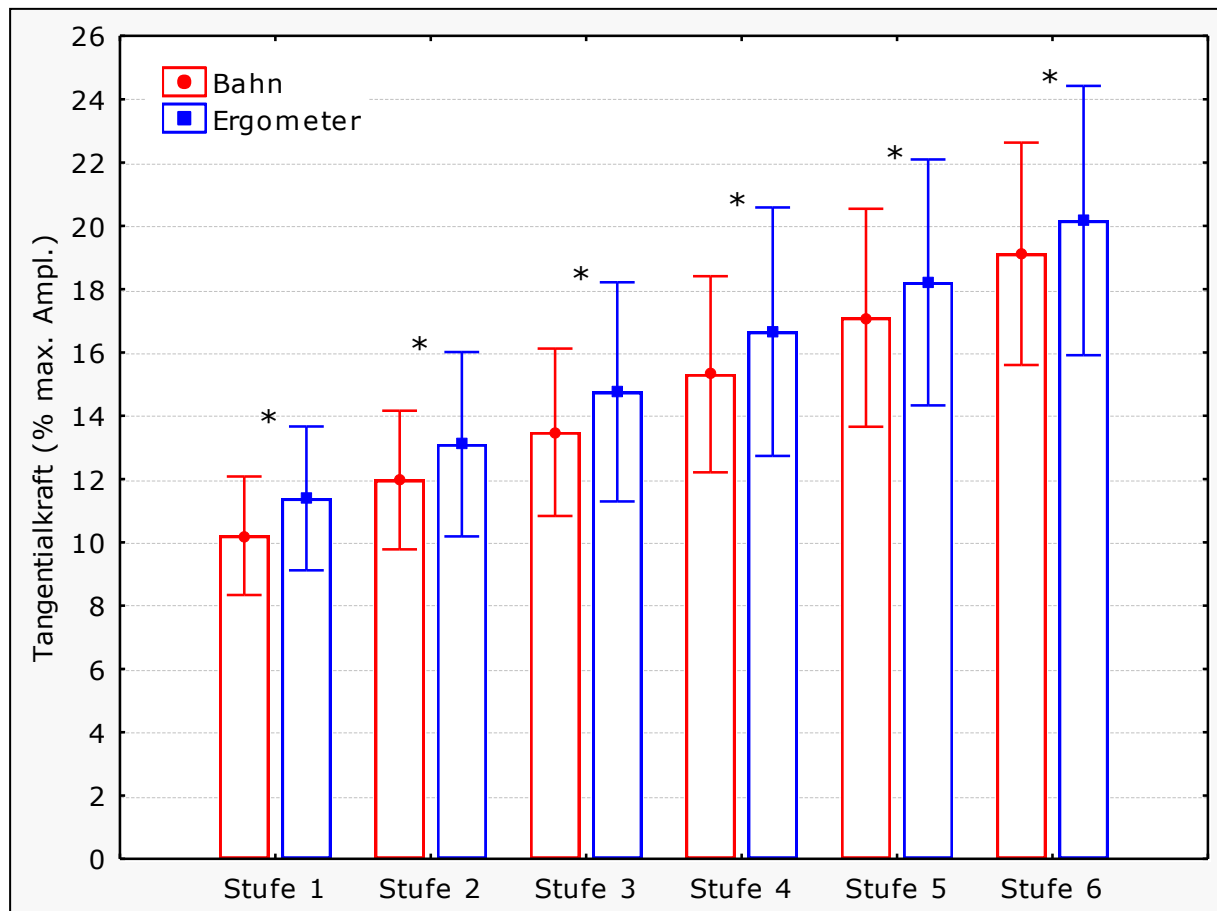


Abb. 12: Mittlere Tangentialkraft im Test Radrennbahn vs. Ergometer (Box-Plot Mw., Whisker Mw.±SD, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden ($n=8$) (U1)

Bei allen Belastungsstufen war die mittlere Tangentialkraft beim Test auf dem Ergometer signifikant höher als auf der Bahn. Die Differenzen lagen in allen Stufen oberhalb der Schwankungsbreite der Reproduktionsgruppe.

Tangentialkraftmaximum: Für das Maximum der Tangentialkraft zeigte sich in den ersten vier Belastungsstufen ein signifikanter Unterschied (Abb. 13). Hier lagen die Differenzen höher als die Unterschiede bei der Reproduktionsgruppe. Für die beiden höchsten Belastungsbereiche (Stufe 5-6) war der Unterschied nicht signifikant und lag unterhalb der Schwankungsbreite der Reproduktionsgruppe.

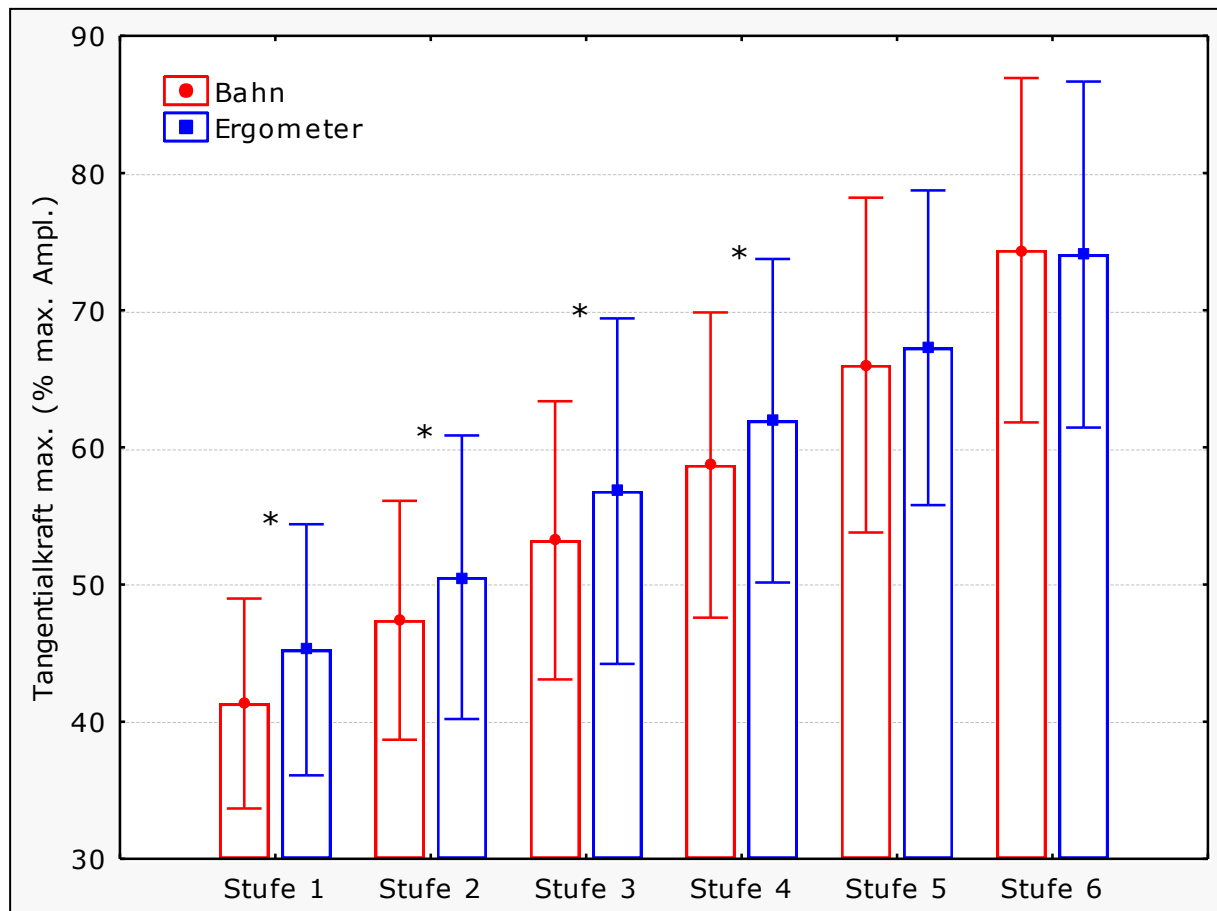


Abb. 13: Maximale Tangentialkraft im Test Radrennbahn vs. Ergometer (Box-Plot Mw., Whisker Mw.±SD, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden ($n=8$) (U1)

Position des Kraftmaximums im Kurbelkreis: Das Erreichen des Kraftmaximums bei ca. 90° wird als physikalisches Wirkoptimum bezeichnet. Die Kraftmaxima innerhalb der Kurbelumdrehung lagen beim Ergometertest etwas vor und beim Bahntest etwas hinter 90° (Abb. 11).

Tab. 11: Differenz Bahn vs. Ergometer für die Position des Tangentialkraftmaximums im Kurbelkreis in Grad ($^\circ$) gemittelt über die Probanden ($n=8$) (U1)

	Position des Tangentialkraftmaximums	
	Diff. [$^\circ$]	SD
Stufe 1	15,75*	5,87
Stufe 2	14,88*	6,38
Stufe 3	15,75*	6,04
Stufe 4	17,63*	3,25
Stufe 5	15,50*	6,46
Stufe 6	14,50*	6,32
Mw.	15,67*	5,60

*($p < 0,05$)

Die Position des Tangentialkraftmaximums wurde auf dem Ergometer eher erreicht als auf der Bahn. Daraus ergaben sich die signifikanten Differenzen für alle Stufen in Tab. 11.

Tangentialkraft und Sauerstoffaufnahme sowie Tangentialkraft und Herzfrequenz im Testverlauf: In der folgenden Abbildung (Abb. 14) sind für den Test auf Bahn und Ergometer die Tangentialkraft und Sauerstoffaufnahme (U1 T1 VO₂ und U1 T2 VO₂) sowie die Tangentialkraft und Herzfrequenz (U1 T1 Hf und U1 T2 Hf) gegenübergestellt.

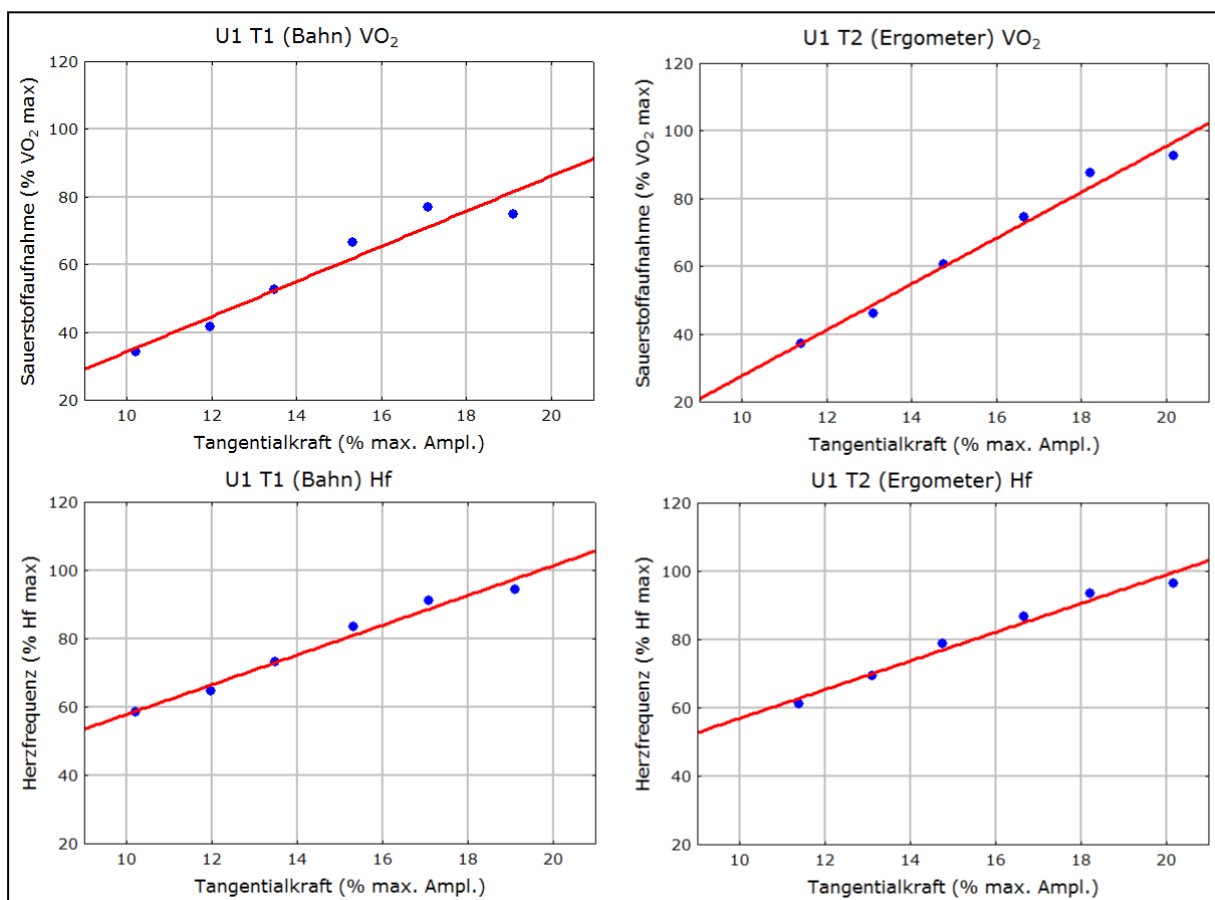


Abb. 14: Sauerstoffaufnahme und Tangentialkraft (oben) sowie Herzfrequenz und Tangentialkraft (unten) mit Regressionsgerade – Bahn (T1 links) vs. Ergometer (T2 rechts), gemittelt über die Probanden (n=8) (U1)

Die Tangentialkraft war im Test auf dem Ergometer höher. Daher resultierte in den rechten Diagrammen eine Rechtsverschiebung der einzelnen Plots (jeder Plot steht für eine Belastungsstufe) im Vergleich zum Bahntest. Der Anstieg der Sauerstoffaufnahme war von der ersten bis zur fünften Stufe im Bahntest steiler als im Ergometertest. In allen Diagrammen

zeigt sich von der fünften zur letzten Stufe ein verminderter Anstieg der Sauerstoffaufnahme bzw. der Herzfrequenz. Die Sauerstoffaufnahme sank nur beim Test auf der Bahn unter das Niveau der fünften Stufe. Die Regressionsgerade steigt für die Sauerstoffaufnahme im Ergometertest etwas steiler an als im Bahntest. Hier waren die Kraftwerte und die Sauerstoffaufnahme für die einzelnen Stufen höher. In den beiden unteren Diagrammen verlaufen die Regressionsgeraden und die Plots von Stufe zu Stufe sehr ähnlich. Lediglich in der zweiten bis fünften Stufe liegen die Plots im rechten Diagramm etwas höher.

Zusammenfassung: Für die Tangentialkraft konnte in der ersten Untersuchung (U1) ein signifikanter Unterschied zwischen dem Test auf der Bahn (T1) und dem Test auf dem Ergometer (T2) für folgende Parameter nachgewiesen werden:

- mittlere Tangentialkraft: $T1 < T2$
- maximale Tangentialkraft: $T1 < T2$
- Position des Kraftmaximums im Kurbelkreis: T1 später als T2

Mit dem Anstieg der Tangentialkraft stiegen auch die physiologischen Parameter Sauerstoffaufnahme und Herzfrequenz an. Die Sauerstoffaufnahme nahm im Ergometertest mit steigendem Krafteinsatz steiler zu als im Bahntest. Bei beiden Tests verminderte sich der Anstieg der Sauerstoffaufnahme und der Herzfrequenz von der fünften zur letzten Stufe. Für die Sauerstoffaufnahme war dies im Bahntest stärker ausgeprägt.

6.1.3 Elektromyographie – Bahn vs. Ergometer

Die Intensität der muskulären Aktivität wurde für jeden Probanden normiert auf den maximal erreichten Wert des jeweiligen Muskels aus der ersten bzw. zweiten Untersuchung und in Prozent dieses Maximalwertes angegeben.

Im folgenden Diagramm ist die Aktivität der einzelnen Muskeln bezogen auf den Kurbelkreis abgebildet (Abb. 15). Die Muskelaktivität wurde hier über alle Probanden und Stufen gemittelt.

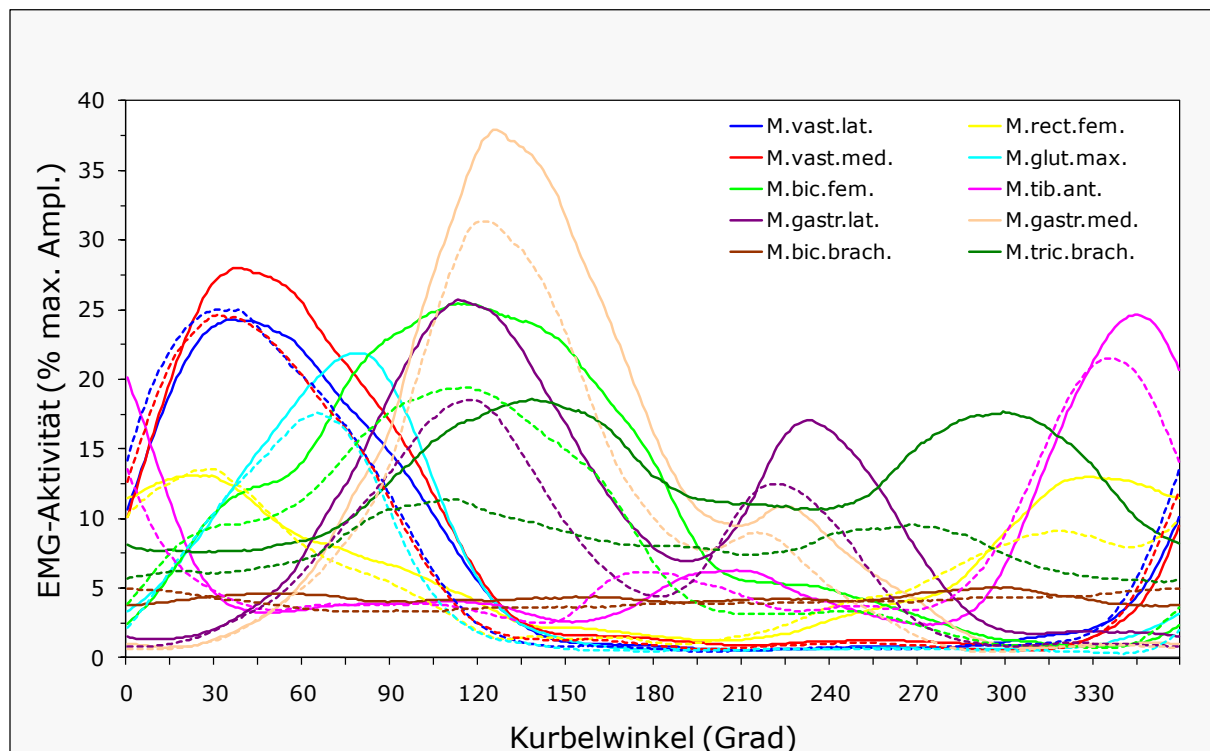


Abb. 15: Aktivität der abgeleiteten Muskeln auf der Bahn (durchgehende Linie) und dem Ergometer (gestrichelte Linie), gemittelt über die Probanden $n=8$ und alle sechs Belastungsstufen (U1)

Im Diagramm aus Abb. 15 lassen sich bei einigen Muskeln deutliche Unterschiede zwischen dem Bahn- und Ergometertest hinsichtlich der Intensität der Muskelaktivität und des zeitlichen Muskelaktivitätsverlaufes erkennen. Die statistische Überprüfung der Unterschiede folgt in diesem Kapitel.

Mittlere EMG-Aktivität: In der folgenden Abbildung (Abb. 16) wird die mittlere EMG-Aktivität (gemittelt über die ersten 38 Zyklen der letzten Minute der jeweiligen Stufe und über die acht getesteten Probanden) von vier ausgewählten Muskeln für jede einzelne Belastungsstufe des Bahn- und Ergometertest gegenübergestellt. Die vier Muskeln M. biceps femoris (M.bic.fem.), M. gastrocnemius lateralis (M.gastr.lat.), M. gastrocnemius medialis (M.gastr.med.) und M. triceps brachii (M.tric.brach.) zeigten im t-Test für gepaarte Stichproben für fast alle Stufen und für die über alle Stufen gemittelte Aktivität einen signifikanten Unterschied, welcher oberhalb der Schwankungsbreite der Reproduktionsgruppe lag.

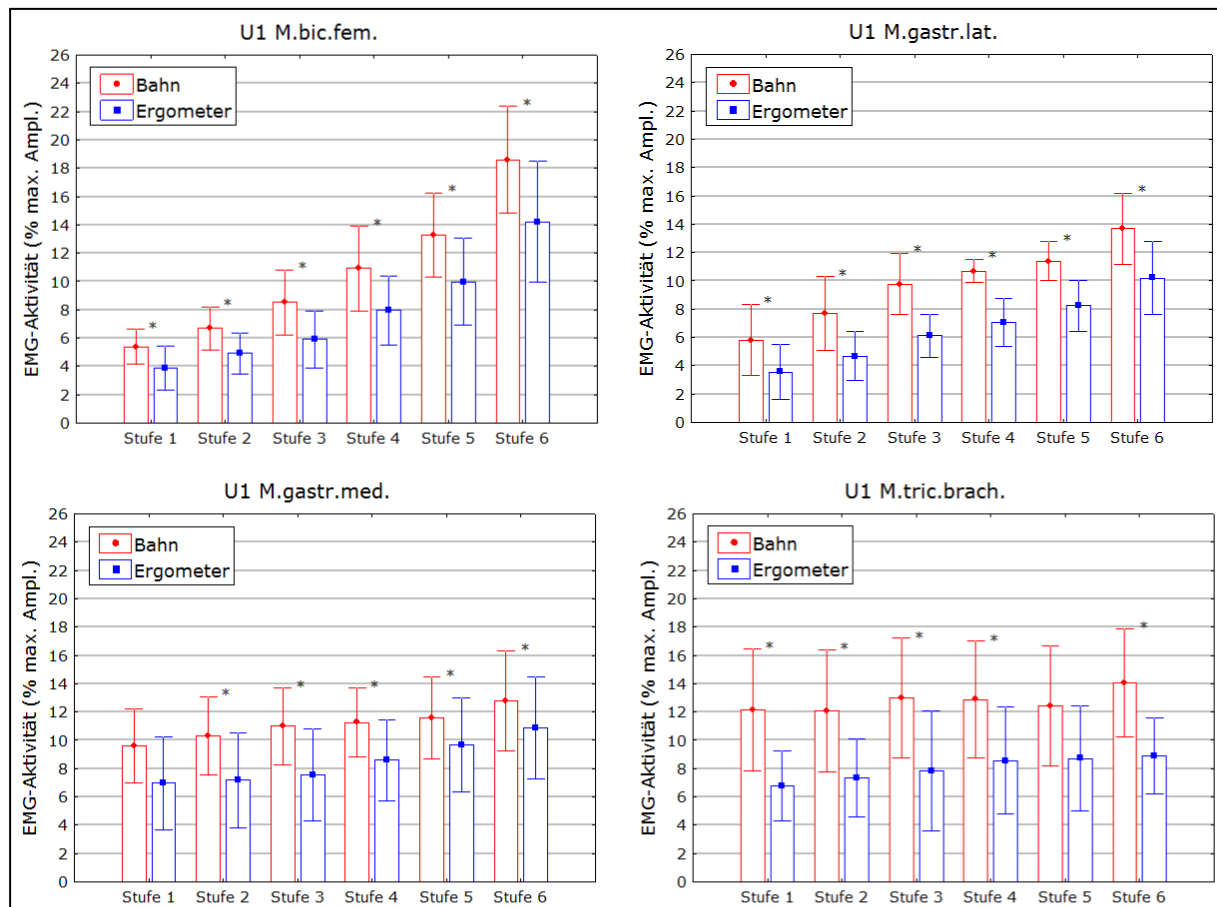


Abb. 16: Mittlere EMG-Aktivität von vier ausgewählten Muskeln – Bahn vs. Ergometer (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm Standardabweichung, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden ($n=8$) (U1)

Der M.bic.fem. und der M.gastr.lat. hatten in allen Belastungsstufen beim Ergometertest eine geringere mittlere Aktivität als beim Bahntest. Für den M.gastr.med. zeigte sich nur in der ersten Stufe und für den M.tric.brach. nur für die fünfte Stufe kein signifikanter Unterschied – bei allen anderen Belastungsstufen ist die mittlere Aktivität beim Bahntest höher. In den Stufen ohne Signifikanz war der gleiche Trend zu erkennen.

Kein eindeutiger Unterschied konnte für die anderen sechs abgeleiteten Muskeln nachgewiesen werden. Dies lässt sich an den Differenzen aus Tab. 12 erkennen: Nur für wenige Belastungsstufen zeigte sich ein signifikanter Unterschied für die mittlere Aktivität zwischen Bahn- und Ergometertest. Zudem war hier meist die Standardabweichung höher als die Differenz. Es war lediglich die Tendenz zu einer höheren EMG-Aktivität dieser Muskeln beim Ergometertest festzustellen.

Tab. 12: Mittlere EMG-Aktivität (in Prozent der maximalen Amplitude) der Muskeln, welche in keiner/wenigen Belastungsstufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Ergometertest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U1)

	M.vast.lat.		M.rect.fem.		M.vast.med.	
	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD
Stufe 1	-0,42	0,62	0,45	1,30	0,11	0,90
Stufe 2	0,03	0,64	0,70	1,83	0,81	1,28
Stufe 3	0,54	0,88	0,88	2,49	1,31	1,61
Stufe 4	0,18	1,28	0,83	2,61	1,35	1,85
Stufe 5	0,55	0,77	0,96	2,06	1,72*	1,88
Stufe 6	1,10*	0,68	0,80	2,42	2,50*	1,43
Mw.	0,33	0,93	0,77	2,06	1,30	1,63
	M.glut.max.		M.tib.ant.		M.bic.brach.	
	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD
Stufe 1	0,43*	0,45	0,59	1,69	0,71	0,86
Stufe 2	0,96	1,30	0,45	2,24	0,78*	0,86
Stufe 3	1,57	2,47	0,53	2,13	0,64	1,13
Stufe 4	1,96	2,52	0,76	1,48	0,82	1,66
Stufe 5	1,58	3,00	0,01	1,32	-0,06	3,41
Stufe 6	2,29*	2,20	-0,18	1,40	-1,30	7,12
Mw.	1,46	2,14	0,36	1,68	0,27	3,27

*(p<0,05)

Die folgende Tabelle (Tab. 13) listet die Differenzen mit Standardabweichung für die vier Muskeln mit signifikanten Unterschieden auf.

Tab. 13: Mittlere EMG-Aktivität (in Prozent der maximalen Amplitude) der Muskeln, welche in fast allen Stufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Ergometertest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U1)

	M.bic.fem.		M.gastr.lat.		M.gastr.med.		M.tric.brach.	
	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD
Stufe 1	1,47*	1,12	2,26*	2,37	2,54	3,20	5,42*	2,64
Stufe 2	1,76*	1,18	2,99*	2,24	3,10*	2,20	4,76*	3,13
Stufe 3	2,62*	1,11	3,65*	3,00	3,50*	1,96	5,14*	4,34
Stufe 4	2,96*	1,34	3,64*	1,93	2,91*	1,46	4,33*	3,31
Stufe 5	3,32*	0,67	3,17*	1,38	2,31*	1,50	3,73	4,88
Stufe 6	4,40*	2,43	3,50*	1,80	2,23*	1,35	5,15*	3,14
Mw.	2,76*	1,66	3,20*	2,12	2,77*	1,97	4,76*	3,51

*(p<0,05)

Bei lediglich drei Werten war die Standardabweichung höher als die Differenz – zwei davon zeigten keine Signifikanz.

Maximale EMG-Aktivität: Bei drei der abgeleiteten Muskeln konnte für die maximale EMG-Amplitude im Kurbelkreis ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Tests nachgewiesen werden (Abb. 17): M. biceps femoris (M.bic.fem.), M. gastrocnemius lateralis (M.gastr.lat.) und M. triceps brachii (M.tric.brach.). Bei allen drei Muskeln war die maximale EMG-Aktivität im Ergometertest in allen Stufen signifikant kleiner als im Bahn-test (ausgenommen M.tric.brach. Stufe 5). Dabei lagen alle Differenzen höher als die Unterschiede bei der Reproduktionsgruppe.

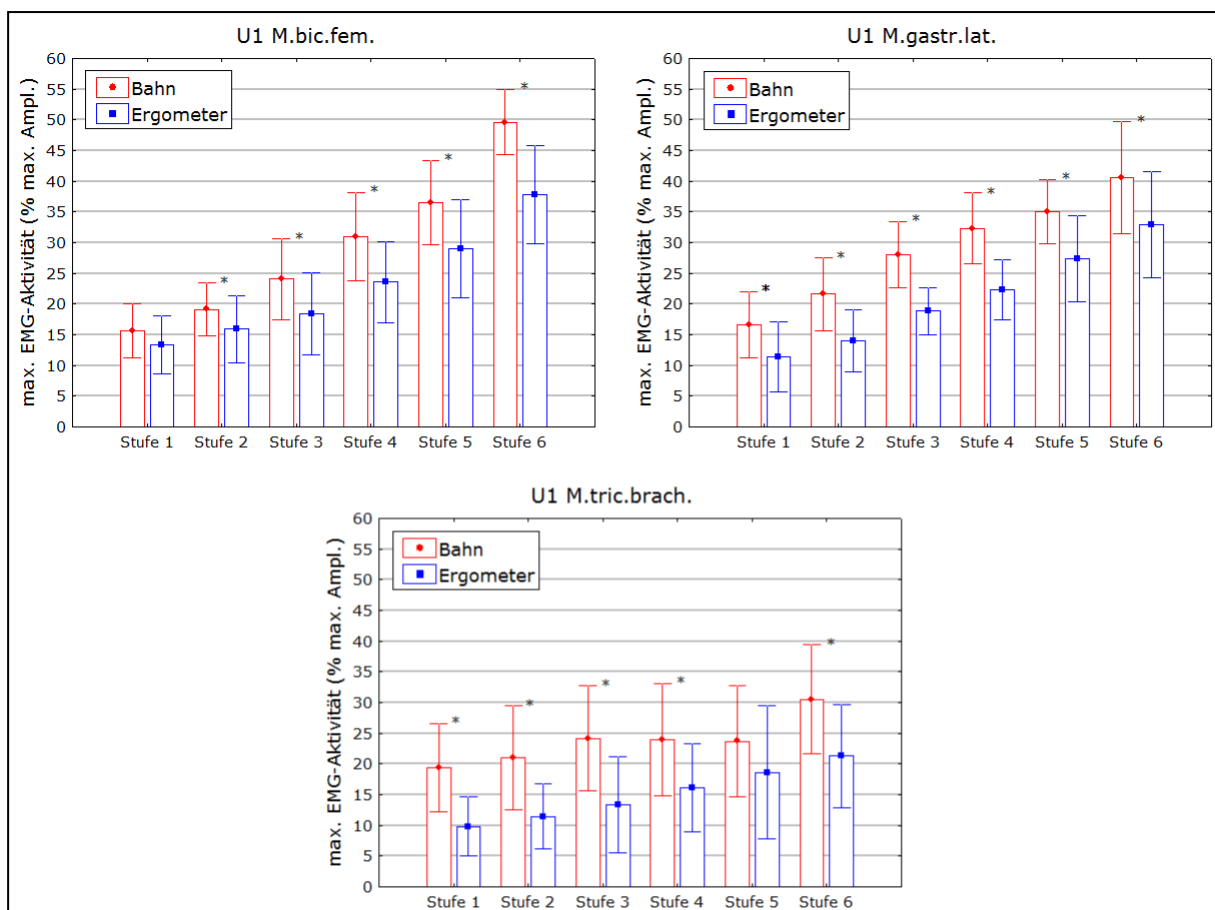


Abb. 17: Maximale EMG-Aktivität von drei ausgewählten Muskeln – Bahn vs. Ergometer (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm Standardabweichung, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden ($n=8$) (U1)

Die Differenzen der anderen sieben abgeleiteten Muskeln zeigten für die meisten Belastungsstufen keinen signifikanten Unterschied zwischen den

Tests. In Tab. 14 werden die Differenzen und die Standardabweichung dieser sieben Muskeln dargestellt. Hier zeigte sich für wenige Belastungsstufen ein signifikanter Unterschied für die maximale Aktivität zwischen Bahn- und Ergometertest. Bei den Differenzen der Muskeln M.rect.fem., M.vast.med., M.glut.max., M.tib.ant. und M.gastr.med. war die Standardabweichung meist sehr hoch – es ließen sich lediglich tendenziell geringere Werte im Ergometertest feststellen.

Tab. 14: Maximale EMG-Aktivität (in Prozent der maximalen Amplitude) der Muskeln, welche in keiner/wenigen Belastungsstufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Ergometertest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U1)

	M.vast.lat.		M.rect.fem.		M.vast.med.		M.glut.max.	
	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD
Stufe 1	-2,15	3,31	2,34	4,18	-1,11	4,24	1,43	3,34
Stufe 2	-1,53	4,05	2,61	5,76	2,18	5,18	2,85	4,98
Stufe 3	0,09	3,82	3,05	7,73	1,28	7,82	6,11	8,23
Stufe 4	-1,30	4,10	0,91	7,90	4,00	8,09	8,46*	5,74
Stufe 5	-3,10	5,85	0,83	6,65	3,10	7,80	4,88	10,37
Stufe 6	-0,15	3,02	2,96	10,42	9,18*	9,35	8,72*	10,28
Mw.	-1,35	4,06	2,12	7,02	3,11	7,60	5,41	7,71
	M.tib.ant.		M.gastr.med.		M.bic.brach.			
	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD		
Stufe 1	5,34	9,53	7,06	9,04	1,04	1,25		
Stufe 2	4,87	12,20	8,58	9,95	1,28*	1,42		
Stufe 3	3,63	12,50	9,78	10,62	0,85	2,27		
Stufe 4	5,52	7,67	7,21*	7,09	0,99	2,82		
Stufe 5	4,34	6,19	3,47	6,30	-1,41	7,19		
Stufe 6	2,82	6,75	2,00	7,57	-3,67	15,03		
Mw.	4,36	8,81	6,35	8,50	-0,15	6,87		

*(p<0,05)

Die drei Muskeln mit signifikanten Unterschieden sind in der folgenden Tabelle (Tab. 15) aufgelistet. Bei den beiden nicht signifikanten Differenzen war die Standardabweichung höher als die Differenz. Die Tendenz (positive Differenz) ging aber in die gleiche Richtung wie bei den signifikanten Unterschieden.

Tab. 15: Maximale EMG-Aktivität (in Prozent der maximalen Amplitude) der Muskeln, welche in fast allen Stufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Ergometertest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U1)

	M.bic.fem.		M.gastr.lat.		M.tric.brach.	
	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD
Stufe 1	2,27	3,05	5,24*	5,32	9,56*	4,36
Stufe 2	3,23*	3,22	7,60*	5,44	9,63*	5,84
Stufe 3	5,63*	3,51	9,18*	7,78	10,88*	7,36
Stufe 4	7,44*	4,26	9,95*	6,17	7,84*	8,76
Stufe 5	7,51*	4,18	7,69*	4,57	5,09	14,57
Stufe 6	11,81*	5,13	7,53*	6,58	9,23*	9,24
Mw.	6,31*	4,90	7,87*	5,93	8,70*	8,67

*(p<0,05)

Position der maximalen EMG-Amplitude im Kurbelkreis (Pos. Ampl. max.):

Ein Unterschied zwischen den beiden Tests konnte für diesen Parameter für keinen Muskel eindeutig gefunden werden. Die Werteangabe der Pos. Ampl. max. erfolgte in Grad (°) des Kurbelkreises, da es sich um eine spezifische Position im Kurbelkreis handelt.

Tab. 16: Position der maximalen EMG-Aktivität (in Grad des Kurbelkreises) der Muskeln, welche in zwei bis vier Belastungsstufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Ergometertest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U1)

	M.vast.lat.		M.glut.max.		M.gastr.med.		M.tric.brach.	
	Diff. [°]	SD	Diff. [°]	SD	Diff. [°]	SD	Diff. [°]	SD
Stufe 1	-6,63	26,41	1,38	33,27	6,71*	5,88	52,88	121,12
Stufe 2	9,38*	6,84	-4,75	13,16	9,00	11,03	33,88	123,02
Stufe 3	12,13*	9,52	1,13	30,44	7,57*	5,94	-2,63	116,65
Stufe 4	4,38	7,69	7,50	17,80	11,43	13,15	30,13*	13,85
Stufe 5	4,75	17,26	11,63*	5,95	13,14	15,73	91,50*	62,67
Stufe 6	12,50*	3,82	9,38*	6,52	25,43*	15,62	80,13*	95,38
Mw.	6,08	14,94	4,38	20,49	12,21*	12,18	47,65*	97,26

*(p<0,05)

Vier Muskeln wiesen für zwei bis vier Belastungsstufen signifikante Unterschiede für die Pos. Ampl. max. – Ergometer vs. Bahntest auf (Tab. 16). Zu beachten ist, dass die Differenz in Grad des Kurbelkreises (360°) angegeben ist. An den zum Teil sehr hohen Standardabweichungen ließ sich

erkennen, dass die interindividuellen Unterschiede für diesen Parameter groß waren.

Zeitliche Parameter: Die zeitlichen Parameter Aktivitätsbeginn (BEG) und Aktivitätsdauer (LAT) geben Aufschluss über die Aktivitätsregionen der einzelnen Muskeln im Kurbelkreis. Der BEG wurde in Grad (°) des Kurbelkreises angegeben, da es sich um eine Position im Kurbelkreis handelt. Die Angaben für den Parameter LAT erfolgten in Prozent des Kurbelkreises, da hier Auskunft über eine bestimmte Spanne innerhalb des Kurbelkreises gegeben wurde. In den folgenden beiden Abbildungen sind die Aktivitätsregionen der einzelnen Muskeln für den Bahntest (Abb. 18) und Ergometertest (Abb. 19) graphisch dargestellt. Auf die Darstellung der beiden Oberarmmuskeln wurde verzichtet, da diese während der gesamten Kurbelumdrehung aktiv waren. Beginn und Dauer der Muskelaktivität wurden über alle Belastungsstufen und Probanden (n=8) gemittelt. Aus den beiden Polar-Diagrammen (Abb. 18 und Abb. 19) geht hervor, dass bis auf den M. tibialis anterior alle Muskeln im Bahntest tendenziell länger aktiv waren als im Ergometertest. Die Aktivitätsdauer erhöhte sich auf der Bahn weniger durch einen früheren Beginn der Muskelaktivität, sondern vielmehr durch das spätere Abschalten der Muskeln. Dies wurde in den folgenden zwei Abschnitten statistisch für die einzelnen Stufen und Muskeln überprüft.

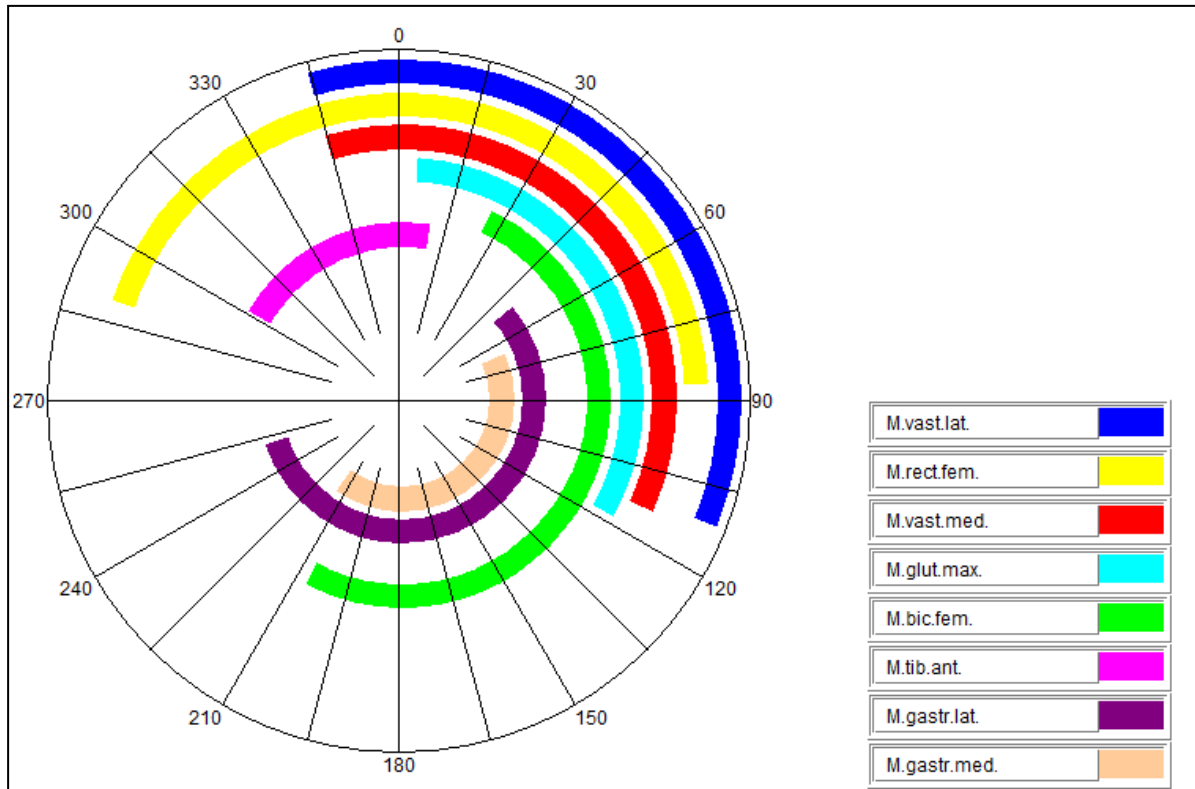


Abb. 18: Aktivitätsregionen der acht abgeleiteten Beinmuskeln – Bahntest. Gemittelt über alle Stufen und Probanden (n=8) (U1)

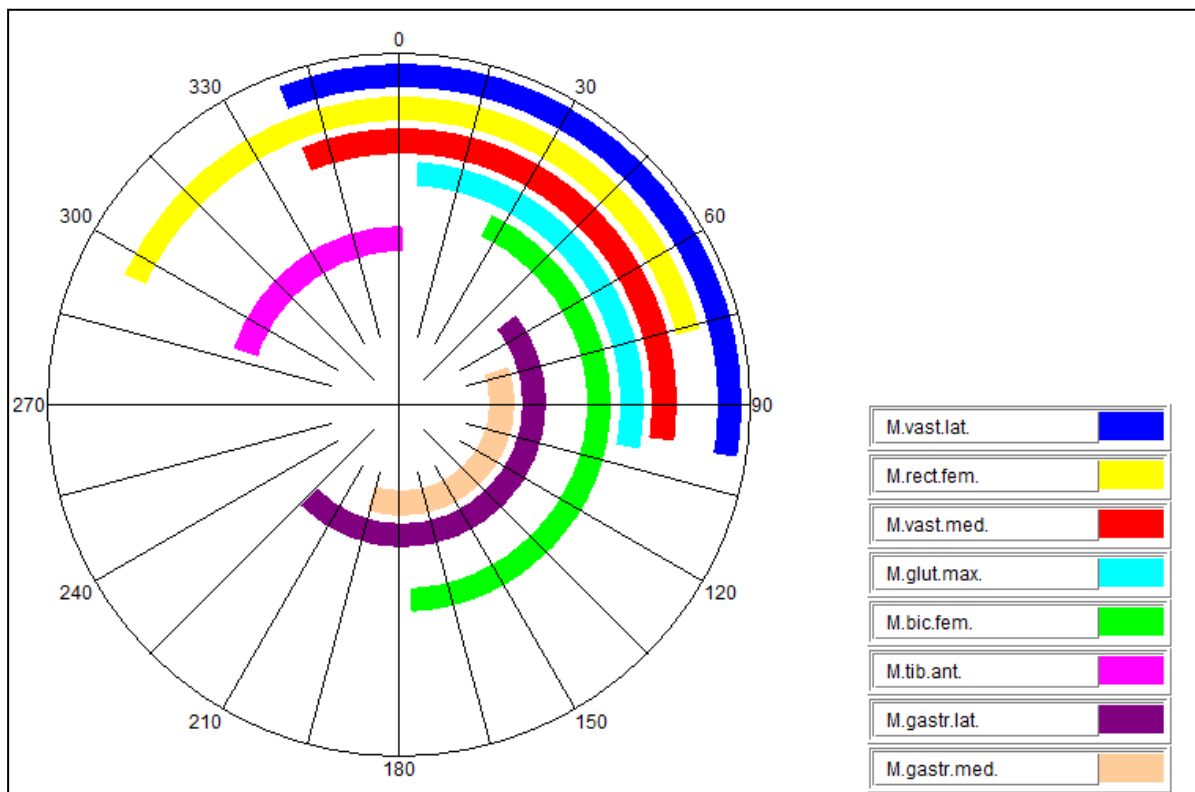


Abb. 19: Aktivitätsregionen der acht abgeleiteten Beinmuskeln – Ergometertest. Gemittelt über alle Stufen und Probanden (n=8) (U1)

Beginn der muskulären Aktivität (BEG): Für diesen Parameter wurden wenige signifikante Unterschiede zwischen Bahn- und Ergometertest gefunden. Lediglich der M. vastus lateralis (1. und 2. Stufe) und der M. vastus medialis (1. und 4. Stufen) starteten in zwei Belastungsstufen ihre Aktivität beim Bahntest früher als auf dem Ergometer. Für die abgeleiteten Oberarmmuskeln (M. biceps brachii und M. triceps brachii) konnte kein BEG bestimmt werden, da diese während der gesamten Kurbelumdrehung aktiv waren.

Dauer der muskulären Aktivität (LAT): Die Aktivitätsdauer ist die Spanne zwischen Beginn und Ende der muskulären Aktivität. Sie wird hier in Prozent des Kurbelkreises ($360^\circ = 100\%$) angegeben. Für vier Muskeln konnte im Bahntest für die meisten Stufen eine längere muskuläre Aktivität als im Ergometertest statistisch nachgewiesen werden (Abb. 20): M. vastus medialis (Stufe 2-6 sowie Mw. aus Stufe 1-6), M. gluteus maximus (Stufen 1,2,4 und 6 sowie Mw. aus Stufe 1-6), M. gastrocnemius lateralis (Stufen 2 und 4-6 sowie Mw. aus Stufe 1-6) und M. gastrocnemius medialis (Stufe 2-6 sowie Mw. aus Stufe 1-6). Auch bei den Belastungsstufen, für die sich kein signifikanter Unterschied zeigte, war die gleiche Tendenz zu erkennen (Bahntest längere Aktivität). Alle Differenzen bei diesen vier Muskeln lagen höher als die der Referenzgruppe.

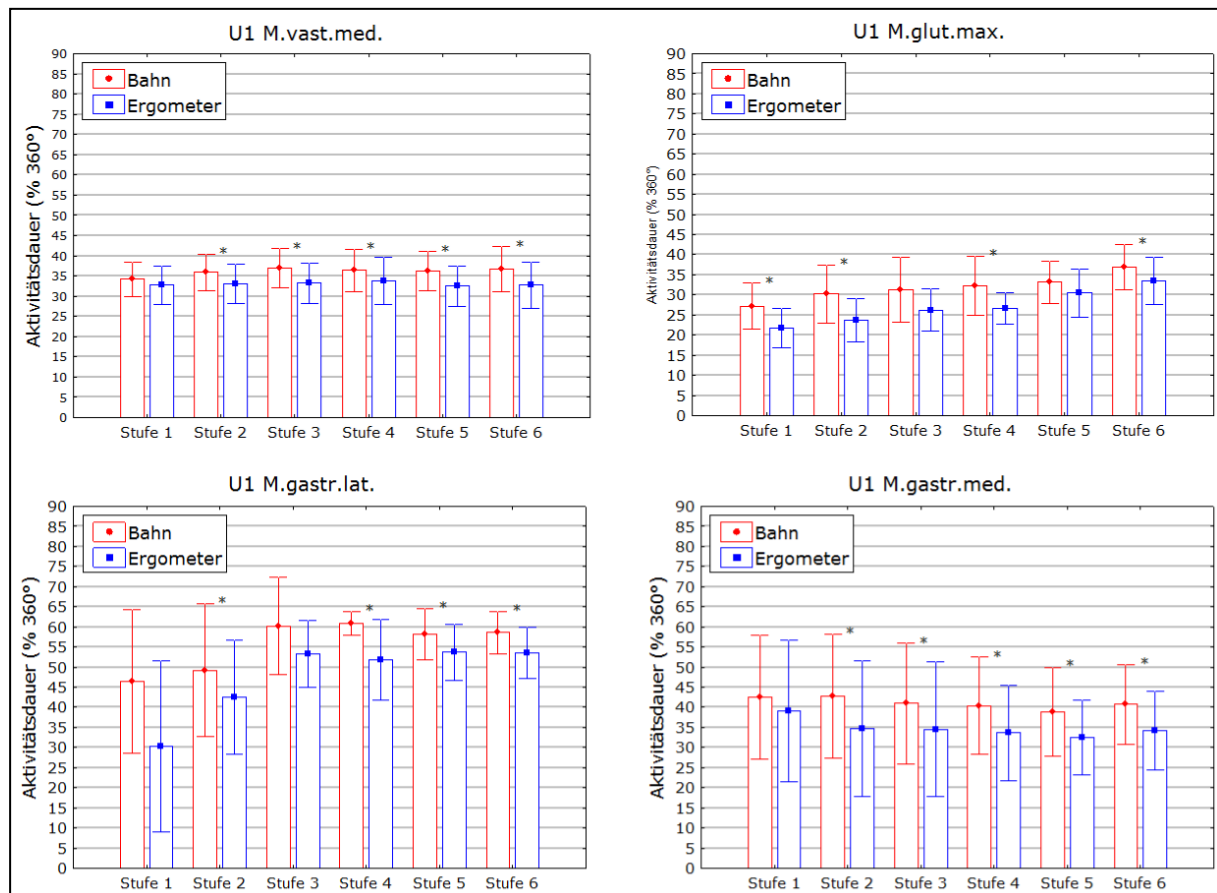


Abb. 20: Aktivitätsdauer von vier ausgewählten Muskeln – Bahn vs. Ergometer (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm Standardabweichung, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden ($n=8$) (U1)

Die abgeleiteten Oberarmmuskeln (M. biceps brachii und M. triceps brachii) waren während der gesamten Kurbelumdrehung aktiv. Für die anderen vier Muskeln (M. vastus lateralis, M. rectus femoris, M. biceps femoris und M. tibialis anterior) konnte für keine oder für nur wenige Belastungsstufen signifikante Unterschiede Bahn- gegen Ergometer-Test nachgewiesen werden. Dies lässt sich an den Differenzen aus Tab. 17 erkennen. Die Standardabweichung war bei diesen vier Muskeln (Tab. 17) meist höher als die Differenz. Der M. tibialis anterior zeigte tendenziell im Ergometer-Test die längere Aktivität, wohingegen die anderen drei Muskeln im Bahn-Test meist höhere Werte auswiesen.

Tab. 17: Dauer der EMG-Aktivität (in Prozent der Kurbelumdrehung von 360°) der Muskeln, welche in keiner/wenigen Belastungsstufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Ergometertest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U1)

	M.vast.lat.		M.rect.fem.		M.bic.fem.		M.tib.ant.	
	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD
Stufe 1	0,07	3,85	-0,10	16,61	13,26*	13,72	-0,28	5,88
Stufe 2	1,22	2,13	2,64	13,47	8,96	11,61	-2,34	10,52
Stufe 3	3,61*	3,10	5,28	11,73	9,86	12,68	-0,97	9,56
Stufe 4	2,50	3,83	7,57	14,81	12,60	19,31	-0,56	12,87
Stufe 5	3,09*	2,54	10,69	17,25	4,90	7,68	-0,87	8,73
Stufe 6	3,47*	3,06	2,43	12,95	-0,24	7,43	-0,42	12,02
Mw.	2,33	3,25	4,75	14,27	8,22	12,92	-0,89	9,70

*(p<0,05)

Mittlere EMG-Aktivität und Tangentialkraft im Testverlauf: In den folgenden Abbildungen (Abb. 21, Abb. 22, Abb. 23 und Abb. 24) ist die mittlere EMG-Aktivität und Tangentialkraft für die vier Muskeln mit signifikanten Unterschieden, Bahn- vs. Ergometertest, dargestellt. Es wurden nur diese vier Muskeln für die Betrachtung im Testverlauf ausgewählt, da das Interesse lediglich an den Unterschieden zwischen Bahn- und Ergometertest liegt.

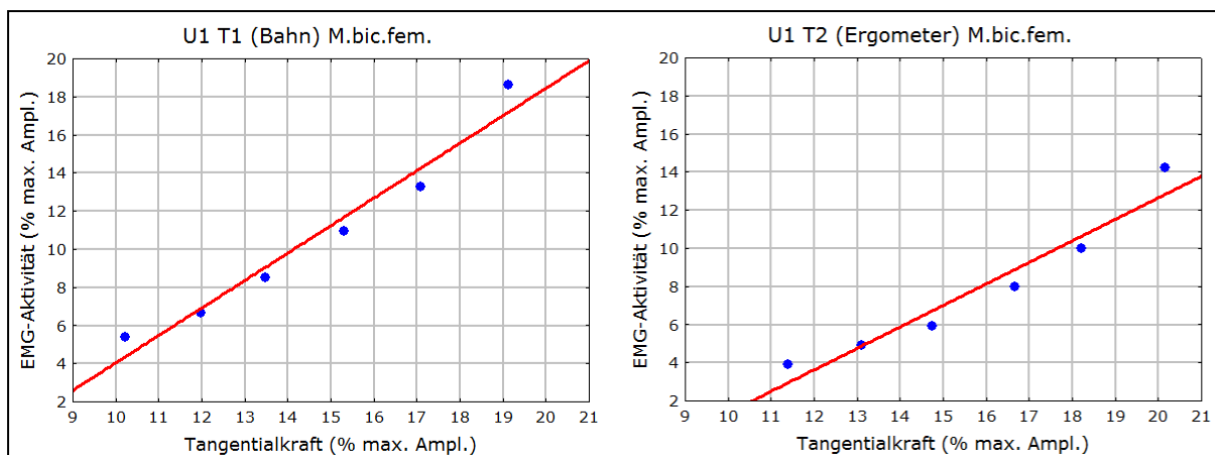


Abb. 21: Mittlere EMG-Aktivität des M. biceps femoris (M.bic.fem.) und Tangentialkraft aus dem Bahntest (T1 links) und Ergometertest (T2 rechts) mit Regressionsgerade, gemittelt über die Probanden (n=8) (U1)

Die Tangentialkraft war im Test auf dem Ergometer und die EMG-Aktivität im Bahntest höher. Daher resultierten einerseits die Rechtsverschiebung

und andererseits der tiefere Verlauf der einzelnen Plots (jeder Plot steht für eine Belastungsstufe) beim Ergometertest (rechtes Diagramm) im Vergleich zum Bahntest (linkes Diagramm). Die einzelnen Plots liegen aber in beiden Diagrammen sehr ähnlich zueinander. Der Anstieg der EMG-Aktivität erfolgt in beiden Diagrammen von der ersten zur zweiten Stufe noch gering und dann von der dritten bis zur fünften Stufe stärker sowie linear. In der letzten Belastungsstufe stiegen Muskelaktivität und Kraft beim Bahn- und Ergometertest stärker an als zwischen den anderen Stufen. In beiden Diagrammen sind die horizontalen Abstände der Plots zueinander von Stufe zu Stufe, bis auf die letzte Stufe, ähnlich. Die Tangentialkraft stieg somit in beiden Tests von der ersten bis zur fünften Belastungsstufe gleichmäßig an. Die Erhöhung der Tangentialkraft bedingte auch eine Zunahme der mittleren EMG-Aktivität des M.bic.fem. in beiden Tests.

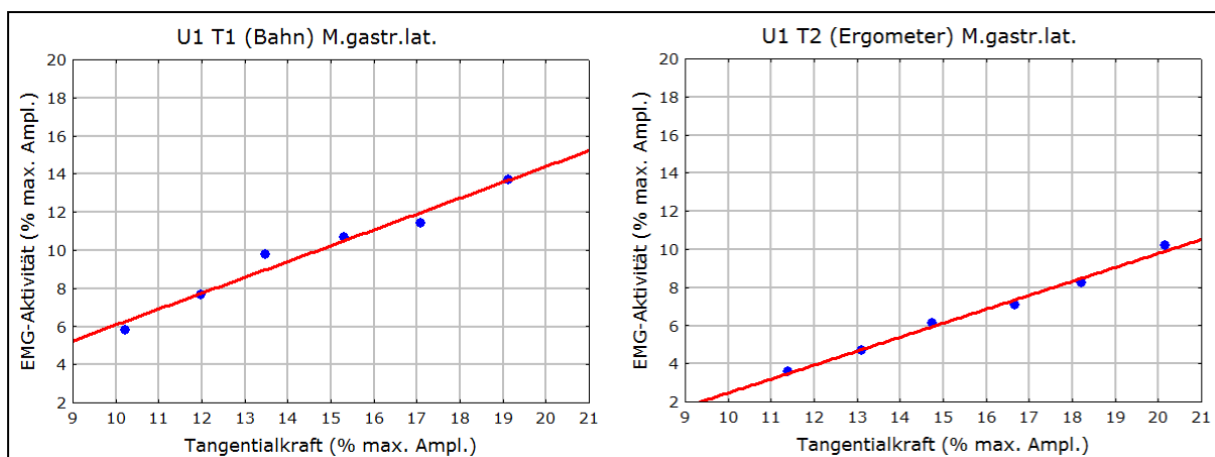


Abb. 22: Mittlere EMG-Aktivität des M. gastrocnemius lateralis (M.gastr.lat.) und Tangentialkraft aus dem Bahntest (T1 links) und Ergometertest (T2 rechts) mit Regressionsgerade, gemittelt über die Probanden (n=8) (U1)

Auch für den M. gastrocnemius lateralis waren eine Rechtsverschiebung sowie der tiefere Verlauf der einzelnen Plots beim Ergometertest im Vergleich zum Bahntest zu erkennen. Die einzelnen Plots liegen in den beiden Diagrammen ähnlich zueinander. Der Anstieg der EMG-Aktivität erfolgte von der ersten zur dritten Stufe stark und von der dritten bis zur fünften Stufe wieder etwas geringer. In der letzten Belastungsstufe stiegen Mus-

kelaktivität und Kraft bei beiden Tests stärker an als in den anderen Stufen. Im Diagramm aus dem Ergometertest verlaufen die einzelnen Plots deutlich näher an der Regressionsgeraden. Die Unterschiede im Anstiegsverhalten der mittleren EMG-Aktivität zwischen den einzelnen Stufen waren hier also geringer als im Bahntest. Die Zunahme der Tangentialkraft ging in beiden Tests mit einer Zunahme der mittleren EMG-Aktivität einher.

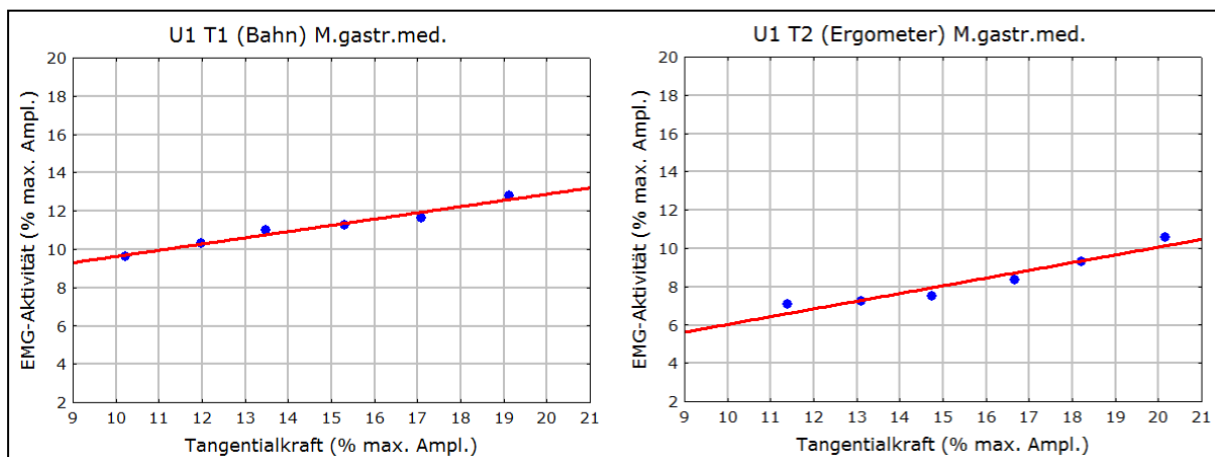


Abb. 23: Mittlere EMG-Aktivität des M. gastrocnemius medialis (M.gastr.med.) und Tangentialkraft aus dem Bahntest (T1 links) und Ergometertest (T2 rechts) mit Regressionsgerade, gemittelt über die Probanden (n=8) (U1)

Wie bei den beiden anderen Muskeln ist auch hier die Rechtsverschiebung und der tiefere Verlauf der Plots im rechten Diagramm (Ergometertest) zu erkennen. Der Anstieg der Plots ist im linken Diagramm (Bahntest) annähernd linear und die Regressionsgerade verläuft etwas steiler als im rechten Diagramm. Die EMG-Aktivität stieg somit von Stufe zu Stufe im Bahntest etwas gleichmäßiger und stärker an als im Ergometertest. Die starke Zunahme der EMG-Aktivität in der letzten Belastungsstufe, wie sie bei den anderen beiden Muskeln (M.bic.fem und M.gastr.lat.) zu verzeichnen war, ist hier weder im linken noch im rechten Diagramm zu erkennen. In beiden Tests nahm mit der Tangentialkraft auch die mittlere EMG-Aktivität des Muskels zu.

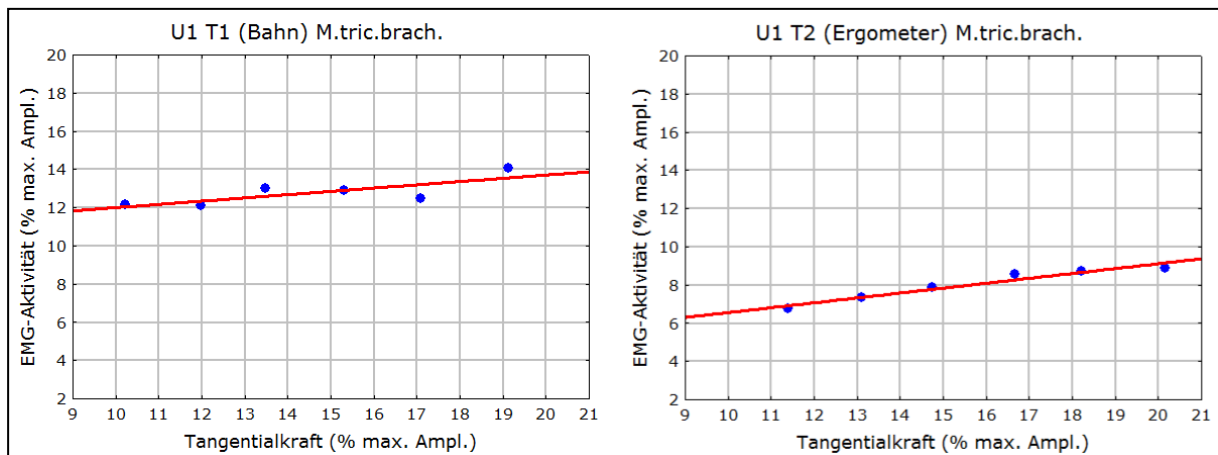


Abb. 24: Mittlere EMG-Aktivität des M. triceps brachii (M.tric.brach.) und Tangentialkraft aus dem Bahntest (T1 links) und Ergometertest (T2 rechts) mit Regressionsgerade, gemittelt über die Probanden (n=8) (U1)

Wie in den vorherigen Abbildungen (Abb. 21, Abb. 22 und Abb. 23) ist auch hier im rechten Diagramm die Verschiebung der Plots nach rechts sowie der tiefere Verlauf der Regressionsgerade zu erkennen. Im linken Diagramm wird ein ständiger Wechsel zwischen höherer und niedriger mittlerer EMG-Aktivität von Stufe zu Stufe deutlich, wohingegen im rechten Diagramm die EMG-Aktivität bis zur vierten Stufe nahezu linear ansteigt und anschließend bis zur letzten Stufe nur noch sehr gering zunimmt. Die Zunahme der Tangentialkraft ging im Bahntest beim M.tric.brach. nicht immer mit einer Steigerung der mittleren EMG-Aktivität einher. Im Test auf dem Ergometer erhöhte sich die mittlere EMG-Aktivität mit der Tangentialkraft.

Zusammenfassung: Bei einigen Muskeln unterschied sich die EMG-Aktivität im Bahntest von der im Ergometertest (Tab. 18). Dies gilt für die Intensität der Muskelaktivität (mittlere und maximale EMG-Amplitude) sowie für den zeitlichen Parameter Aktivitätsdauer (LAT). Nur für einen Muskel konnte ein Unterschied für den Parameter „Position der maximalen EMG-Amplitude im Kurbelkreis“ (Pos. Ampl. max.) nachgewiesen werden. Die Tests unterschieden sich nicht im Aktivitätsbeginn (BEG).

Tab. 18: Unterschiede in der ersten Untersuchung (U1) zwischen Bahn- und Ergometer-test

Parameter	signifikant höher/größer bei	
	U1-T1 (Bahntest)	U1-T2 (Ergometertest)
mittlere EMG-Aktivität	M.bic.fem. M.gastr.lat. M.gastr.med. M.tric.brach.	—
maximale EMG-Aktivität	M.bic.fem. M.gastr.lat. M.tric.brach.	—
Pos. Ampl. max.	M.gastr.med.	—
BEG	keine Unterschiede	
LAT	M. vast.med. M.glut.max. M.gastr.lat. M.gastr.med.	—

Unterschiede im Testverlauf: Für die vier Muskeln mit signifikanten Unterschieden stieg die mittlere EMG-Aktivität von Stufe zu Stufe verschieden stark an. Dabei unterschieden sich zwei Muskeln (M.gastr.med. und M.bic.fem.) im Bahn- vs. Ergometertest. Die Tangentialkraft erhöhte sich in beiden Tests von der ersten bis fünften Stufe gleichmäßig und von der fünften zur letzten Stufe etwas stärker.

6.2 Unterschiede zwischen dem Radfahren auf der Radrennbahn und dem Laufband (U2)

Die zweite Untersuchung erfolgte auf der Radrennbahn und dem Laufband (U2-T1&2). In der folgenden Tabelle (Tab. 19) wird die Trittfrequenz für die Tests auf Bahn und Laufband gezeigt und dem Sollwert gegenübergestellt (gemittelt über die ersten 38 Zyklen (eine Bahnrunde) der letzten Minute der jeweiligen Stufe und über die acht getesteten Probanden). Die Abweichungen zwischen der jeweils vorgegebenen Trittfrequenz und den Ist-Werten waren mit 0,5 bis 2,4 U/min gering. Für die erste bis fünfte Belastungsstufe sowie für den Mittelwert aus allen sechs Stufen ergaben sich

statistisch signifikante Unterschiede (Tab. 19). Alle Differenzen lagen jedoch innerhalb der Schwankungsbreite der Reproduktionsgruppe. Tendenziell wurde für alle sechs Stufen auf dem Laufband eine geringere Trittfrequenz als auf der Bahn deutlich.

Tab. 19: Vorgegebene Trittfrequenzwerte (Soll) in den einzelnen Stufen des Stufentests vs. realisierte Werte (Ist) auf der Radrennbahn (Bahn) und dem Laufband (LB) sowie die Differenz (Diff.), gemittelt über die Probanden (n=8) (U2)

	Soll [U/min]	Ist Bahn [U/min]*	Ist LB [U/min]*	Diff. Bahn vs. LB [U/min]*
Stufe 1	70	72,3 ± 1,4	69,9 ± 0,2	2,4 ± 1,4
Stufe 2	80	81,5 ± 1,5	80,0 ± 0,2	1,5 ± 1,5
Stufe 3	90	91,0 ± 0,9	89,9 ± 0,3	1,1 ± 1,0
Stufe 4	100	101,0 ± 1,3	99,9 ± 0,2	1,1 ± 1,4
Stufe 5	110	110,9 ± 0,7	110,0 ± 0,9	0,9 ± 0,7
Stufe 6	120	120,5 ± 0,9	120,0 ± 0,3	0,5 ± 0,8

*(Mw. ± SD.)

Die mechanische Leistung ergab sich aus der Trittfrequenz und der Antriebsübersetzung. Die erste bis fünfte Belastungsstufen sowie der Mittelwert aller sechs Stufen unterschied sich zwar zwischen den beiden Tests (Bahn vs. LB) signifikant, aber alle Differenzen lagen innerhalb der Schwankungsbreite der Reproduktionsgruppe (Tab. 20).

Tab. 20: Mechanische Leistung auf der Radrennbahn (Bahn) und dem Laufband (LB) sowie die Differenz (Diff.), gemittelt über die Probanden (n=8), Normiert auf p_{\max} aus beiden Tests (100% bei Probanden im Bahn- oder Laufbandtest verschieden) (U2)

	Bahn [% Watt _{max}]*	LB [% Watt _{max}]*	Diff. [% Watt _{max}]*
Stufe 1	24,5 ± 1,9	28,4 ± 4,3	-3,9 ± 4,3
Stufe 2	34,6 ± 2,5	38,7 ± 3,2	-4,0 ± 4,2
Stufe 3	46,3 ± 2,5	50,9 ± 2,6	-4,6 ± 3,7
Stufe 4	60,6 ± 4,9	65,3 ± 2,3	-4,7 ± 3,0
Stufe 5	78,1 ± 4,9	80,9 ± 3,2	-2,8 ± 3,3
Stufe 6	96,8 ± 5,4	98,3 ± 1,8	-1,5 ± 6,7

*(Mw. ± SD.)

Die Unterschiede – die höheren Werte auf dem Laufband – konnten daher nur als Tendenz gesehen werden (Tab. 20): die mechanische Leistung lag beim Laufbandtest zwischen 1,5 und 4,7 Prozent (zwischen 7,0 und 19,7

Watt) höher als beim Bahntest. Die Trittfrequenz war im Laufbandtest tendenziell niedriger als auf der Bahn – woraus sich die höhere mechanische Leistung auf dem Laufband ergab (auf diese Problematik wird in der Methodenkritik (7.2.) näher eingegangen).

In den folgenden Abschnitte (6.2.1, 6.2.2 und 6.2.3) werden die Ergebnisse des Vergleichs zwischen Bahn und Laufband bezüglich der physiologischen Kenngrößen, Tangentialkraft und EMG-Daten dargestellt.

6.2.1 Physiologische Kenngrößen – Bahn vs. Laufband

Die relative Sauerstoffaufnahme und die Herzfrequenz wurde bei dem Test auf der Bahn und dem Laufband kontinuierlich gemessen und für die einzelnen Stufen ausgewertet (gemittelt über die ersten 38 Zyklen der letzten Minute der jeweiligen Stufe und über die acht getesteten Probanden). Die im Stufentest gemessene relative Sauerstoffaufnahme (Tab. 21) und Herzfrequenz (Tab. 22) werden in den beiden folgenden Tabellen prozentual vom erreichten Maximum angegeben (ein absolutes Maximum aus U2-T1&2).

Tab. 21: Sauerstoffaufnahme (VO_2) in Prozent der maximalen relativen Sauerstoffaufnahme im Stufentest auf der Radrennbahn (Bahn) und dem Laufband (LB) sowie die Differenz (Diff.) und das Signifikanzniveau (p), gemittelt über die Probanden ($n=8$) (U2)

	Bahn VO_2 [% VO_2 max.] *	LB VO_2 [% VO_2 max.]*	Diff. [% VO_2 max.]*	p
Stufe 1	30,7 ± 6,4	34,8 ± 2,0	-4,1 ± 6,2	0,103
Stufe 2	41,4 ± 2,8	45,0 ± 3,2	-3,6 ± 5,0	0,081
Stufe 3	50,2 ± 3,5	55,6 ± 3,5	-5,4 ± 5,2	0,022
Stufe 4	62,1 ± 4,0	68,3 ± 5,3	-6,3 ± 4,0	0,003
Stufe 5	71,2 ± 5,7	79,6 ± 8,5	-8,4 ± 5,6	0,004
Stufe 6	74,0 ± 6,3	87,8 ± 5,0	-13,8 ± 6,8	0,001
Mw.	55,0 ± 16,5	61,9 ± 19,4	-6,9 ± 6,3	0,000

*(Mw. ± SD.)

Die relative Sauerstoffaufnahme unterschied sich ab der dritten Stufe signifikant zwischen den Tests. Ab etwa 50 Prozent der maximal erreichten mechanischen Leistung (U2) war die Sauerstoffaufnahme auf dem Lauf-

band höher als auf der Bahn. Diese Tendenz ließ sich auch für die ersten beiden Stufen erkennen. Die Differenzen lagen in allen sechs Stufen oberhalb der Schwankungsbreite der Reproduktionsgruppe.

Tab. 22: Herzfrequenz (Hf) in Prozent der maximalen Herzfrequenz im Stufentest auf der Radrennbahn (Bahn) und dem Laufband (LB) sowie die Differenz (Diff.) und Signifikanzniveau (p), gemittelt über die Probanden (n=8) (U2)

	Bahn Hf [% Hf max.]*	LB Hf [% Hf max.]*	Diff. [% Hf max.]*	p
Stufe 1	53,4 ± 11,8	59,8 ± 5,4	-6,5 ± 8,9	0,078
Stufe 2	63,7 ± 4,7	69,3 ± 6,0	-5,6 ± 2,7	0,002
Stufe 3	72,8 ± 4,2	77,9 ± 4,6	-5,0 ± 2,9	0,004
Stufe 4	81,4 ± 2,7	86,0 ± 2,7	-4,6 ± 2,6	0,002
Stufe 5	89,2 ± 2,0	91,7 ± 3,3	-2,5 ± 2,6	0,032
Stufe 6	95,2 ± 2,3	97,1 ± 2,1	-1,9 ± 1,6	0,011
Mw.	76,3 ± 15,7	80,6 ± 13,7	-4,3 ± 4,4	0,000

*(Mw. ± SD.)

Für alle Belastungsstufen, bis auf die erste, konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Tests (Bahn vs. Laufband) für die Herzfrequenz nachgewiesen werden. Bei dem Test auf der Bahn ließ sich eine vergleichsweise hohe Standardabweichung für diese Belastungsstufe erkennen. Die Herzfrequenz war in den Stufen zwei bis sechs bei dem Laufbandtest höher als auf der Bahn. Für die erste Stufe zeigte sich eine Tendenz in die gleiche Richtung. Die Differenzen lagen in allen Stufen oberhalb der Schwankungsbreite der Reproduktionsgruppe.

Zusammenfassung: Die relative Sauerstoffaufnahme und die Herzfrequenz waren bei dem Laufbandtest höher als auf der Bahn.

6.2.2 Tangentialkraft – Bahn vs. Laufband

Die Tangentialkraft wurde für jeden Probanden auf den in der zweiten Untersuchung (U2-T1&2) maximal erreichten Tangentialkraftwert normiert und in der Ergebnisdarstellung in Prozent dieses Maximalwertes angegeben.

Die folgende Abbildung (Abb. 25) zeigt die Tangentialkraftwinkelkurven (gemittelt über alle Stufen und die acht getesteten Probanden) aus dem Bahn- und Ergometertest.

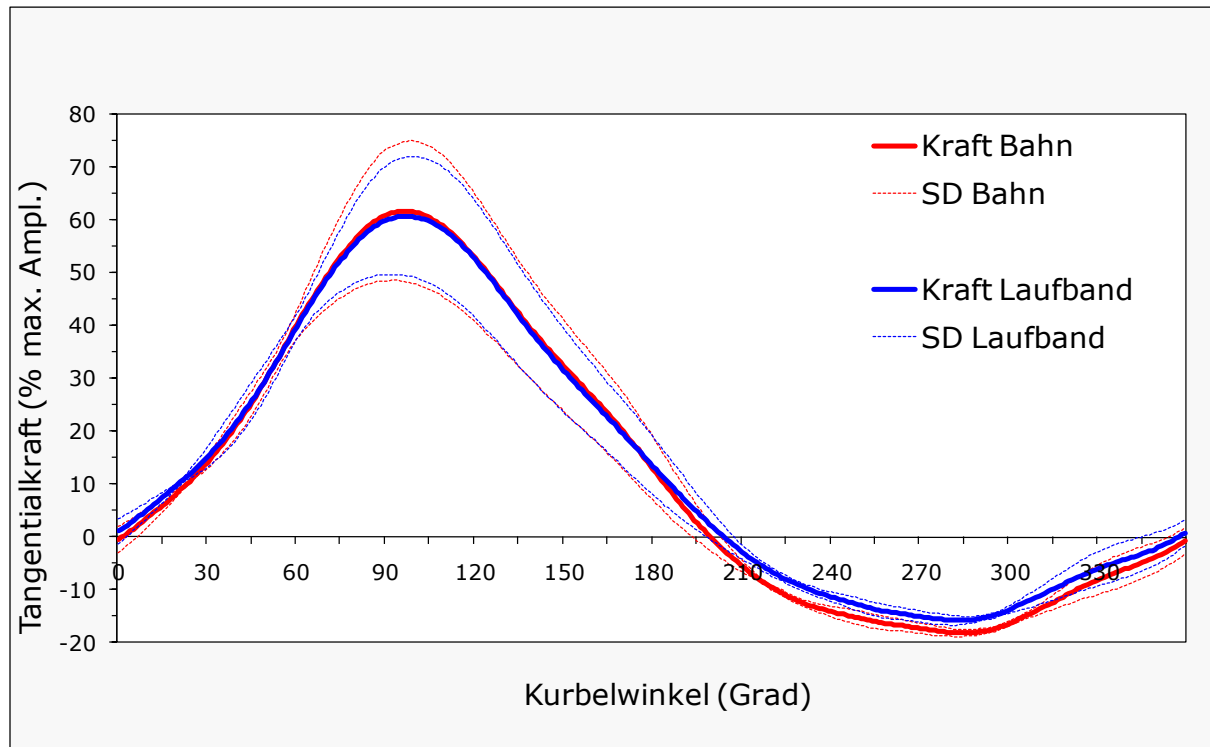


Abb. 25: Tangentialkraft (in Prozent der maximalen Amplitude) im Stufentest, gemittelt über alle sechs Stufen und Probanden ($n=8$), auf der Bahn (rot) und dem Laufband (blau) mit der Standardabweichung (SD) zwischen den Stufen (U2)

Ein großer Unterschied ist im Vergleich der beiden Tangentialkraftkurven nicht zu erkennen. Lediglich während der Hubphase sowie zu Beginn der Schubphase (ca. 210-350°) – dort, wo die Tangentialkraft im negativen Bereich liegt – zeigte sich für die mittlere Kraft auf der Bahn ein geringerer Wert als für das Laufband. In den folgenden Darstellungen wird deutlich, dass die statistische Überprüfung diese Tendenz bestätigt. Aussagen über die Intensität lassen sich über die mittlere und maximale Tangentialkraft treffen. Des Weiteren wird der Zeitpunkt des Kraftmaximums im Kurbelkreis betrachtet.

Mittlere Tangentialkraft: In der folgenden Abbildung (Abb. 26) wird die mittlere Tangentialkraft (gemittelt über die ersten 38 Zyklen der letzten Minute der jeweiligen Stufe und über die acht getesteten Probanden) für

jede einzelne Belastungsstufe des Bahn- und Ergometertest gegenübergestellt.

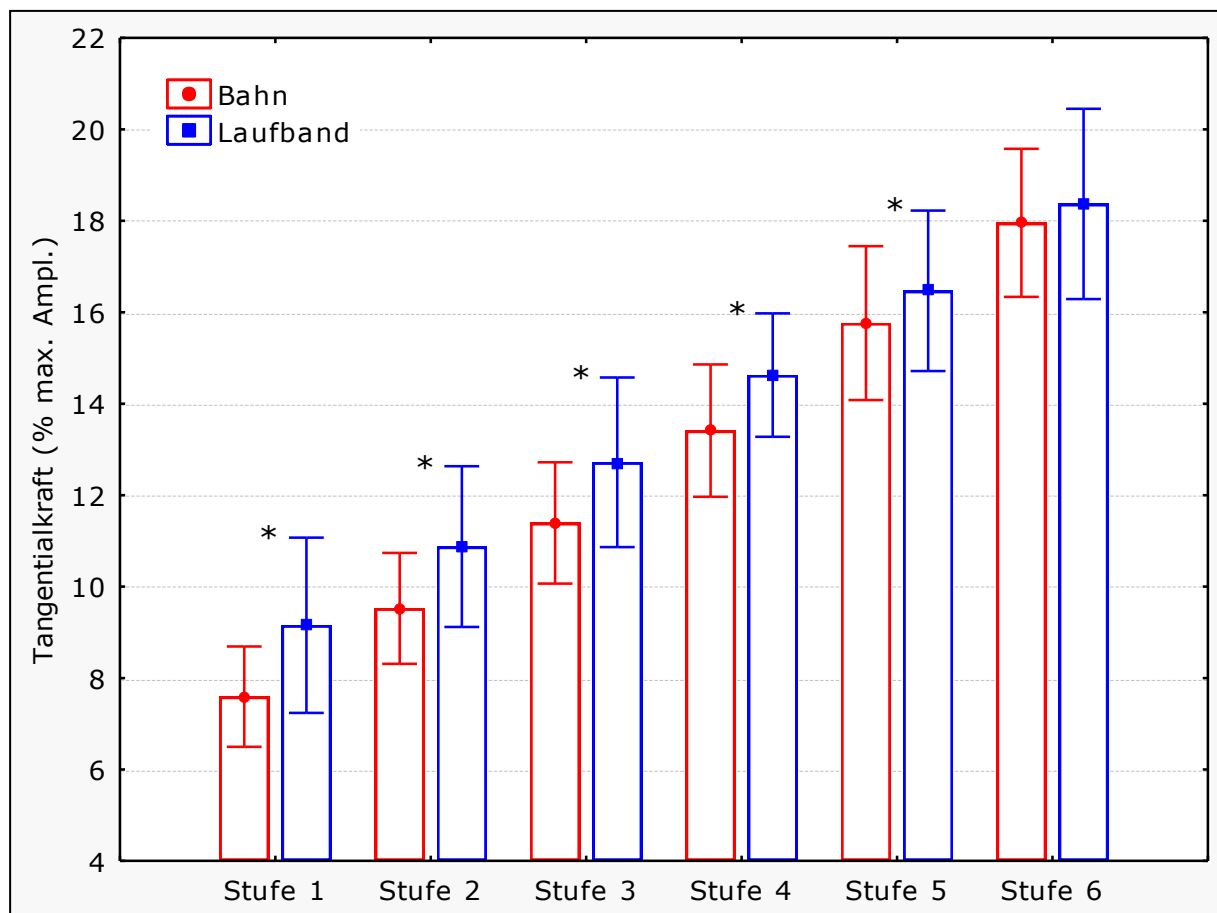


Abb. 26: Mittlere Tangentialkraft im Test Radrennbahn vs. Laufband (Box-Plot Mw., Whisker Mw. \pm SD, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden ($n=8$) (U2)

Bei der ersten bis fünften Belastungsstufe war die mittlere Tangentialkraft beim Test auf dem Laufband signifikant höher als auf der Bahn. Die Differenzen lagen in allen Stufen oberhalb der Schwankungsbreite der Reproduktionsgruppe.

Tangentialkraftmaximum: Für das Maximum der Tangentialkraft zeigte sich bei der vierten und sechsten Belastungsstufe ein signifikanter Unterschied (Abb. 27). Das Maximum auf der Bahn war dabei höher als auf dem Laufband. Für die fünfte Stufe wurde eine ähnliche Tendenz gefunden. Die Mittelwerte (Mw.) aus allen sechs Stufen unterschieden sich zwischen Bahn- ($62,17 \pm 12,96$) und Laufbandtest ($61,08 \pm 11,47$) nicht signifikant.

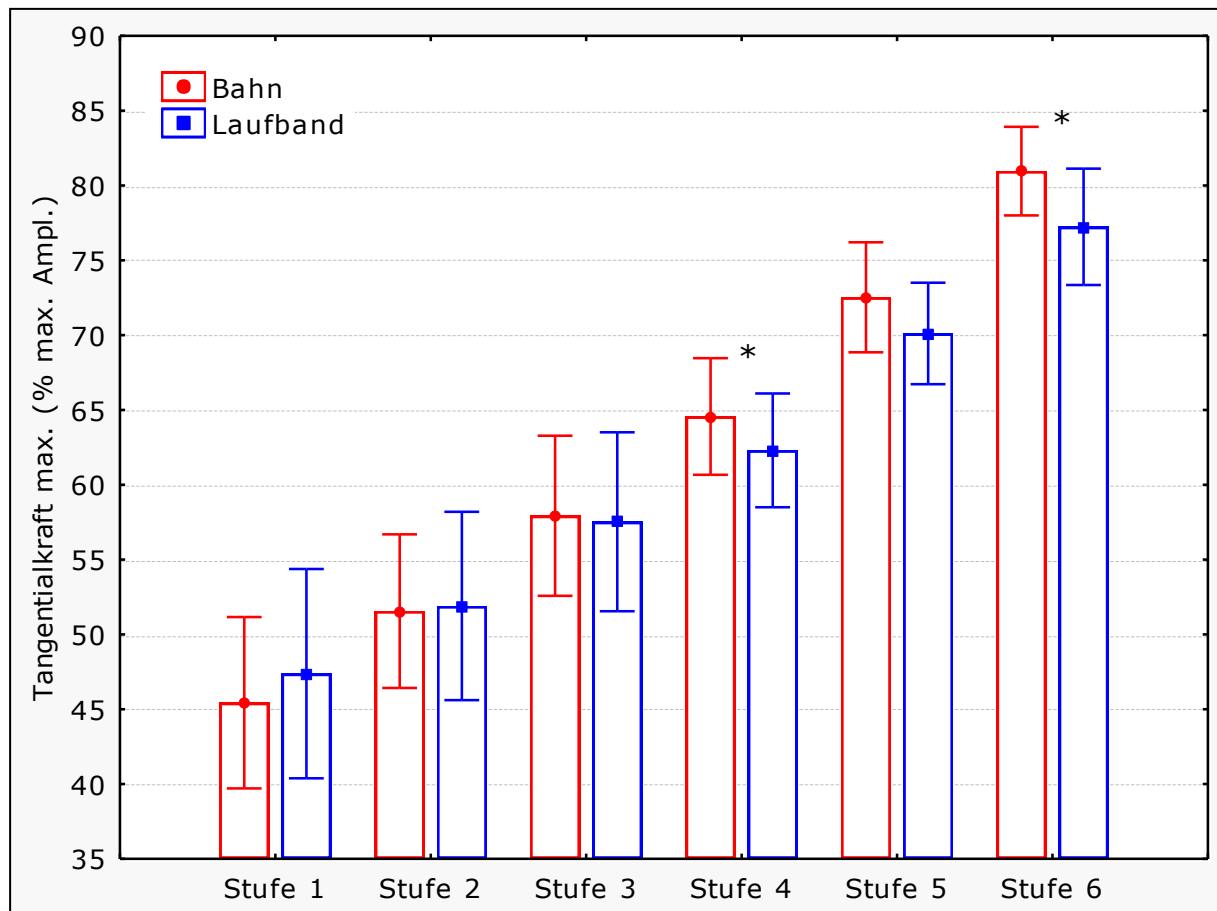


Abb. 27: Maximale Tangentialkraft im Test Radrennbahn vs. Laufband (Box-Plot Mw., Whisker Mw. \pm SD, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden ($n=8$) (U2)

Position der Kraftmaximums im Kurbelkreis: Für keine Stufe konnte ein signifikanter Unterschied zwischen dem Erreichen des Kraftmaximums im Test auf der Bahn und dem Laufband nachgewiesen werden (Tab. 23).

Tab. 23: Position des Tangentialkraftmaximums im Kurbelkreis in Grad ($^{\circ}$) gemittelt über die Probanden ($n=8$) (U2)

	Position des Tangentialkraftmaximums	
	Diff. [$^{\circ}$]	SD
Stufe 1	2,75	4,30
Stufe 2	0,38	4,72
Stufe 3	-0,75	3,81
Stufe 4	0,50	5,90
Stufe 5	-0,25	4,30
Stufe 6	-2,00	2,83
Mw.	0,10	4,42

*($p < 0,05$)

Korrelation von Tangentialkraft und Sauerstoffaufnahme sowie Tangentialkraft und Herzfrequenz: In der folgenden Abbildung (Abb. 28) sind die Korrelationen für den Test auf Bahn und Laufband von Tangentialkraft und Sauerstoff (U2 T1 O₂ und U2 T2 O₂) sowie Tangentialkraft und Herzfrequenz (U2 T1 Hf und U2 T2 Hf) dargestellt.

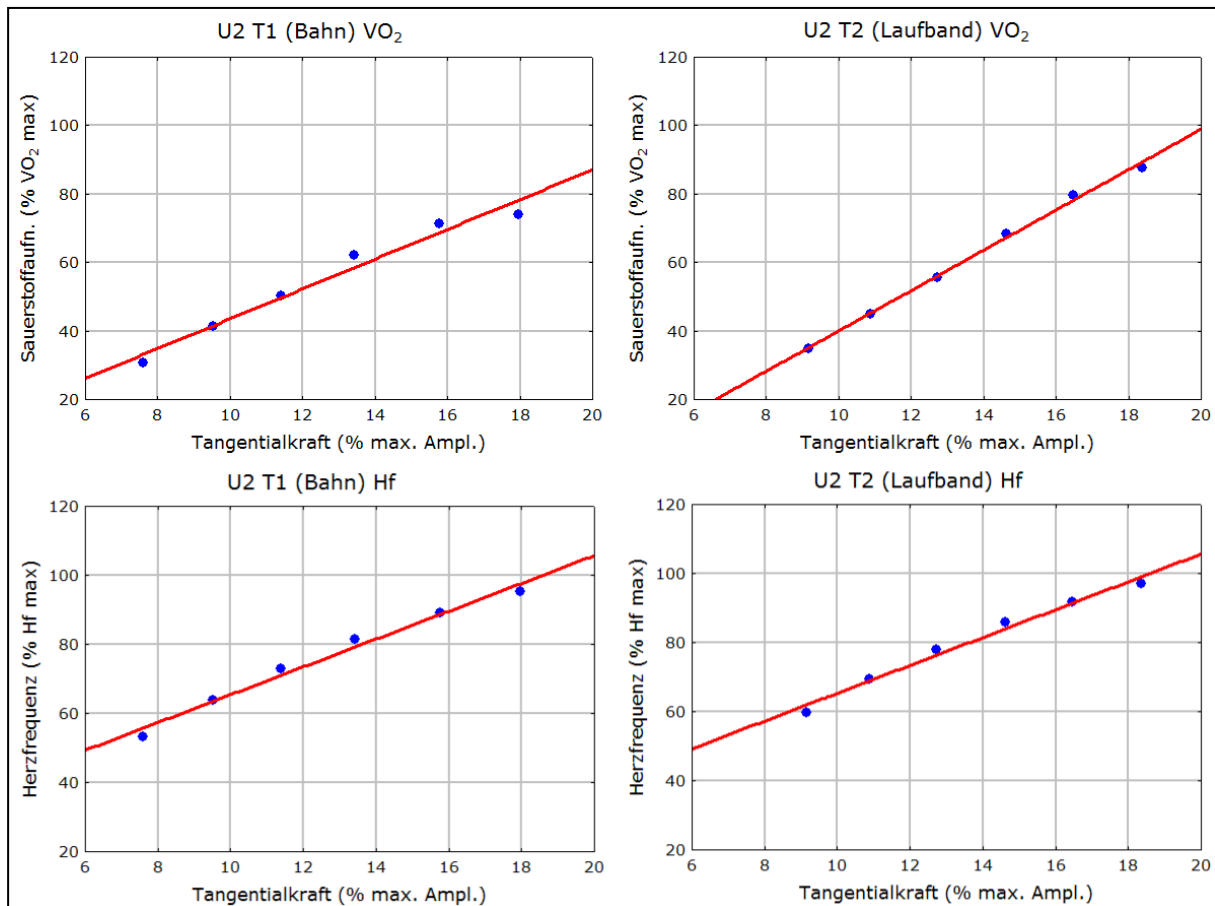


Abb. 28: Sauerstoffaufnahme und Tangentialkraft (oben) sowie Herzfrequenz und Tangentialkraft (unten) mit Regressionsgerade – Bahn (links) vs. Laufband (rechts), gemittelt über die Probanden (n=8) (U2)

Die mittlere Tangentialkraft war im Test auf dem Laufband höher. Daher resultierte in den rechten Diagrammen eine Rechtsverschiebung der einzelnen Plots (jeder Plot steht für eine Belastungsstufe) im Vergleich zum Bahntest. Die Sauerstoffaufnahme war im Bahntest niedriger als im Laufbandtest. In allen Diagrammen zeigt sich von der fünften zur letzten Stufe ein verminderter Anstieg der Sauerstoffaufnahme bzw. der Herzfrequenz. Für die Sauerstoffaufnahme war dies im Bahntest stärker ausgeprägt. Die Regressionsgerade steigt bei der Sauerstoffaufnahme im Ergometertest

etwas steiler an als im Bahntest. In den beiden unteren Diagrammen verlaufen die Regressionsgeraden und die Plots von Stufe zu Stufe sehr ähnlich. Die Plots im rechten Diagramm liegen etwas höher, da die Herzfrequenz im Laufbandtest über der des Bahntest lag.

Zusammenfassung: In der zweiten Untersuchung (U2) konnte bei der Tangentialkraft für die mittlere Kraft ein signifikanter Unterschied zwischen dem Test auf der Bahn (T1) und dem Test auf dem Laufband (T2) nachgewiesen werden. Für die anderen Parameter zeigten sich keine Unterschiede.

- mittlere Tangentialkraft: $T1 < T2$
- maximale Tangentialkraft: kein Unterschied
- Position des Kraftmaximums im Kurbelkreis: kein Unterschied

Mit dem Anstieg der Tangentialkraft erhöhten sich auch die physiologischen Parameter Sauerstoffaufnahme und Herzfrequenz. Die Sauerstoffaufnahme nahm im Laufbandtest mit steigendem Krafteinsatz steiler zu als im Bahntest. In beiden Tests zeigte sich von der fünften zur letzten Stufe ein verminderter Anstieg der Sauerstoffaufnahme bzw. der Herzfrequenz. Für die Sauerstoffaufnahme war dies im Bahntest stärker ausgeprägt.

6.2.3 Elektromyographie – Bahn vs. Laufband

Die Intensität der muskulären Aktivität wurde für jeden Probanden normiert auf den maximal erreichten Wert des jeweiligen Muskels aus der ersten bzw. zweiten Untersuchung und in Prozent dieses Maximalwertes angegeben.

Im folgenden Diagramm ist die Aktivität der einzelnen Muskeln bezogen auf den Kurbelkreis abgebildet (Abb. 29). Die Muskelaktivität wurde hier über alle Probanden und Stufen gemittelt.

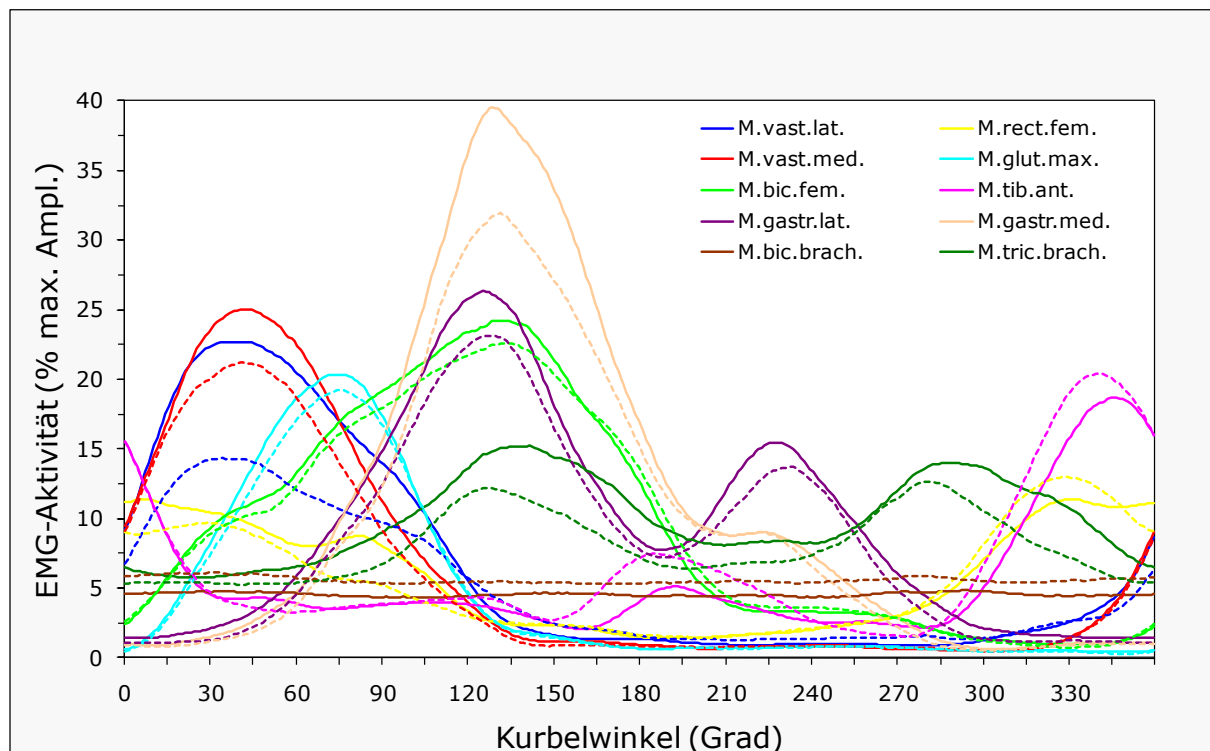


Abb. 29: Aktivität der abgeleiteten Muskeln auf der Bahn (durchgehende Linie) und dem Laufband (gestrichelte Linie), gemittelt über die Probanden ($n=8$) und alle sechs Belastungsstufen (U2)

Im Diagramm in Abb. 29 sind einzelne Muskeln mit Unterschieden in der Intensität der Aktivität zwischen dem Bahn- und Laufbandtest zu erkennen. Die statistische Überprüfung der Unterschiede folgt in diesem Kapitel.

Mittlere EMG-Aktivität: In der folgenden Abbildung (Abb. 30) wird die mittlere EMG-Aktivität (gemittelt über die ersten 38 Zyklen der letzten Minute der jeweiligen Stufe und über die acht getesteten Probanden) von drei ausgewählten Muskeln für jede einzelne Belastungsstufe des Bahn- und Laufbandtest gegenübergestellt. Die drei Muskeln M. vastus medialis (M.vast.med.), M. gastrocnemius medialis (M.gastr.med.) und M. triceps brachii (M.tric.brach.) zeigten bei der statistischen Überprüfung für drei bis vier Stufen sowie für die über alle Stufen gemittelte Aktivität signifikante Unterschiede, welche oberhalb der Schwankungsbreite der Reproduktionsgruppe lagen.

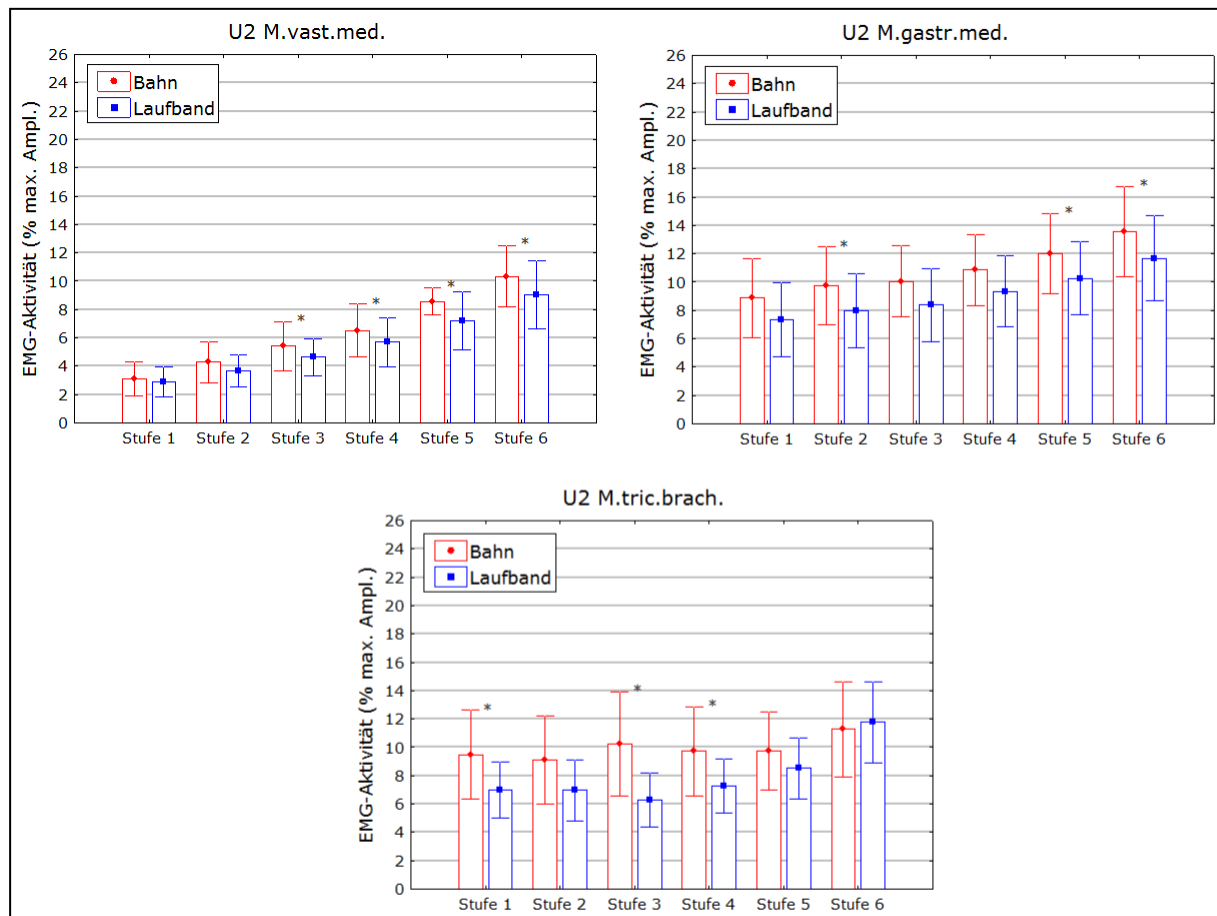


Abb. 30: Mittlere EMG-Aktivität von drei ausgewählten Muskeln – Bahn vs. Laufband (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm Standardabweichung, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden ($n=8$) (U2)

Für den M.vast.med. wurde für vier Belastungsstufen eine signifikant geringere mittlere Aktivität im Laufbandtest festgestellt. Bei der geringen Belastung der ersten beiden Stufen konnte die gleiche Tendenz erkannt werden – die Unterschiede waren jedoch gering und nicht signifikant. Die anderen beiden Muskeln aus dem Diagramm (Abb. 30) zeigten in drei Stufen einen signifikanten Unterschied. Auch hier war die mittlere EMG-Aktivität im Laufbandtest niedriger als im Bahntest. Die Stufen mit signifikantem Unterschied lagen in verschiedenen Belastungsbereichen. In den Stufen ohne Signifikanz war bei dem M.gastr.med. der gleiche Trend zu erkennen. Beim M.tric.brach. war die Standardabweichung des Mittelwertes aus allen sechs Stufen höher als der Mittelwert selbst.

Kein eindeutiger Unterschied konnte für die anderen sieben abgeleiteten Muskeln nachgewiesen werden. Dies lässt sich an den Differenzen aus Tab.

24 erkennen: Nur für sehr wenige Belastungsstufen zeigte sich ein signifikanter Unterschied für die mittlere Aktivität zwischen Bahn- und Laufbandtest. Die Differenzen waren sehr gering und die Standardabweichung meist höher als die Differenz.

Tab. 24: Mittlere EMG-Aktivität (in Prozent der maximalen Amplitude) der Muskeln, welche in keiner/wenigen Belastungsstufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Laufbandtest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U2)

	M.vast.lat.		M.rect.fem.		M.glut.max.		M.bic.fem.	
	Diff.	SD	Diff.	SD	Diff.	SD	Diff.	SD
Stufe 1	0,07	0,84	-0,10	1,00	0,03	0,57	-0,12	0,64
Stufe 2	0,39	0,36	-0,18	1,90	0,15	0,71	-0,03	0,79
Stufe 3	0,54	1,00	0,09	2,13	0,33	0,82	0,11	0,73
Stufe 4	0,30	1,59	1,13	4,03	0,38	0,72	0,23	0,81
Stufe 5	1,32*	1,17	0,70	4,12	0,35	1,22	0,82*	0,68
Stufe 6	0,58	1,32	0,35	5,22	0,43	1,74	0,68	1,26
Mw.	0,53	1,13	0,33	3,25	0,28	1,00	0,28	0,87
	M.tib.ant.		M.gastr.lat.		M.bic.brach.			
	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD		
Stufe 1	-0,63*	0,75	0,98	1,07	0,42	0,84		
Stufe 2	-0,62	0,83	0,83	0,89	0,15	0,63		
Stufe 3	-0,74	1,16	1,24	1,67	0,21	1,03		
Stufe 4	-0,62	1,18	1,07	2,19	0,06	1,62		
Stufe 5	-0,81	3,22	1,54	2,01	-2,68	7,69		
Stufe 6	-1,32	1,66	1,90*	2,03	-4,36	9,96		
Mw.	-0,79	1,62	1,26	1,66	1,97	2,84		

*(p<0,05)

Die folgende Tabelle (Tab. 25) listet die Differenzen mit Standardabweichung für die drei Muskeln mit einigen signifikanten Unterschieden auf. Bei dem M.vast.med. waren die Differenzen gering. Für die anderen beiden Muskeln (M.gastr.med. und M.tric.brach.) konnte nur bei 50% des Testes ein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden.

Tab. 25: Mittlere EMG-Aktivität (in Prozent der maximalen Amplitude) der Muskeln, welche in drei bis vier Stufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden $n=8$), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Laufbandtest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U2)

	M.vast.med.		M.gastr.med.		M.tric.brach.	
	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD
Stufe 1	0,23	0,70	1,54	1,80	2,48*	2,38
Stufe 2	0,61	0,81	1,77*	2,09	2,16	2,78
Stufe 3	0,77*	0,86	1,67	2,24	3,98*	3,57
Stufe 4	0,82*	0,84	1,52	2,17	2,46*	2,42
Stufe 5	1,36*	1,59	1,74*	2,06	1,23	2,15
Stufe 6	1,31*	0,50	1,86*	2,13	-0,50	2,21
Mw.	0,85*	0,78	1,68*	1,58	1,97*	2,84

*($p<0,05$)

Maximale EMG-Aktivität: Signifikante Unterschiede für die maximale EMG-Amplitude im Kurbelkreis zeigten sich für zwei der abgeleiteten Muskeln (Abb. 31): M. vastus medialis (M.vast.med.) und M. gastrocnemius medialis (M.gastr.med.). Bei den beiden Muskeln war die maximale EMG-Aktivität im Laufbandtest kleiner als im Bahntest. Alle gefundenen Differenzen lagen höher als die Unterschiede bei der Reproduktionsgruppe.

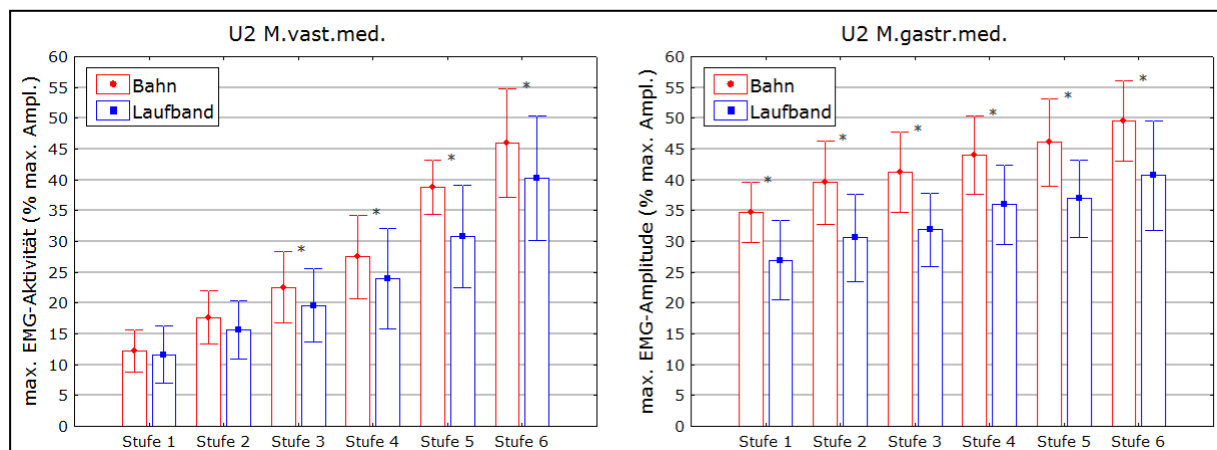


Abb. 31: Maximale EMG-Aktivität von zwei ausgewählten Muskeln – Bahn vs. Laufband (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm Standardabweichung, * $p<0,05$), gemittelt über die Probanden ($n=8$) (U2)

Die Differenzen der anderen acht abgeleiteten Muskeln zeigten für fast keine Belastungsstufe einen signifikanten Unterschied zwischen den Tests. In Tab. 26 werden die Differenzen und die Standardabweichung dieser

acht Muskeln dargestellt. Bei den Differenzen der Muskeln war die Standardabweichung meist sehr hoch – die interindividuellen Unterschiede also groß.

Tab. 26: Maximale EMG-Aktivität (in Prozent der maximalen Amplitude) der Muskeln, welche in keiner/wenigen Belastungsstufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Laufbandtest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U2)

	M.vast.lat.		M.rect.fem.		M.glut.max.		M.bic.fem.	
	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD
Stufe 1	-1,10	1,98	-0,33	4,01	-0,28	3,30	-0,13	2,61
Stufe 2	1,38	2,29	-0,20	4,73	1,54	3,88	1,05	2,27
Stufe 3	1,25	3,03	-1,46	4,08	1,44	4,31	1,27	2,35
Stufe 4	0,97	2,18	-0,80	4,01	2,23	4,43	1,57	1,91
Stufe 5	2,54	5,68	-2,44	4,92	2,14	6,74	3,62*	3,65
Stufe 6	0,85	6,04	-4,78	6,80	2,85	7,48	1,01	4,58
Mw	0,98	3,86	-1,67	4,86	1,65	5,06	1,40	3,09
	M.tib.ant.		M.gastr.lat.		M.bic.brach.		M.tric.brach.	
	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD
Stufe 1	-3,79	6,87	4,12	4,97	0,12	1,45	3,84	4,66
Stufe 2	-3,41	6,21	2,75	5,05	0,13	1,07	3,84	5,62
Stufe 3	-3,77	6,22	4,09*	4,52	0,08	2,03	7,30	8,75
Stufe 4	0,12	5,99	1,81	6,51	-0,19	3,35	6,08	8,90
Stufe 5	2,07	8,45	4,71	8,09	-2,14	7,94	3,52	11,29
Stufe 6	-0,91	6,36	6,79*	6,73	-4,79	10,39	-4,35	7,35
Mw.	-1,38	6,73	4,04	5,99	-1,13	5,62	3,37	8,50

*(p<0,05)

Die beiden Muskeln mit signifikanten Unterschieden sind in der folgenden Tabelle (Tab. 27) aufgelistet. Auch hier wurde deutlich, dass die Standardabweichung der Differenz für die meisten Stufen hoch war. Die Differenzen beim M. vastus medialis nahmen von Stufe zu Stufe bis zur fünften Belastungsstufe zu. Mit höherer Belastung zeigte sich also ein größerer Unterschied der maximalen EMG-Amplitude zwischen Bahn- und Laufbandtest (positive Differenz = T1 > T2).

Tab. 27: Maximale EMG-Aktivität (in Prozent der maximalen Amplitude) der beiden Muskeln, welche in fast allen Stufen signifikante Unterschiede aufwiesen (gemittelt über die Probanden $n=8$), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Laufbandtest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U2)

	M.vast.med.		M.gastr.med.	
	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD
Stufe 1	0,57	2,98	7,78*	6,14
Stufe 2	2,00	2,98	9,00*	9,05
Stufe 3	2,92*	3,15	9,31*	8,77
Stufe 4	3,60*	3,29	8,10*	9,55
Stufe 5	7,97*	8,92	9,16*	9,05
Stufe 6	5,76*	3,10	8,92*	7,45
Mw.	3,80*	3,69	8,71*	7,98

*($p < 0,05$)

Position der maximalen EMG-Amplitude im Kurbelkreis (Pos. Ampl. max.):

Zwischen den beiden Tests wurden für diesen Parameter fast keine signifikanten Unterschiede gefunden (nur bei zwei Muskeln in jeweils einer Stufe). Die Werteangabe der Pos. Ampl. max. erfolgte in Grad ($^{\circ}$) des Kurbelkreises, da es sich um eine spezifische Position im Kurbelkreis handelt. Zu beachten ist, dass die Differenz in Grad des Kurbelkreises (360°) angegeben wurde. Bei der signifikanten Differenz der beiden Muskeln in je einer Stufe (M.glut.max. erste Stufe und M.tric.brach. dritte Stufe) ist die Standardabweichung (SD) höher als die Differenz. Es waren die beiden einzigen signifikanten Unterschiede. Eine hohe SD zeigte sich auch für alle anderen Muskeln in fast jeder Belastungsstufe (Tab. 28). Insbesondere für die Oberarmmuskeln wurde eine sehr hohe SD von um die 100° berechnet. Der Grund hierfür ließ sich bei der Betrachtung der gemittelten EMG-Kurven dieser beiden Muskeln in Abb. 29 erkennen: Der M.bic.brach. zeigte kaum Höhen und Tiefen im Aktivitätsverlauf – ein Maximum im Kurbelkreis war bei den einzelnen Probanden nicht eindeutig zu erkennen. Daher resultierte die breite Streuung der Maxima im Kurbelkreis zwischen den Probanden. Für den M.tric.brach. wurde ein Maxima am Anfang der Zugphase und eins am Ende der Hubphase gefunden. Bei den einzelnen Probanden unterschieden sich die beiden Maxima – bei einigen war das erste

höher, bei anderen das zweite. Dadurch entstand bei den Differenzen die hohe SD.

Tab. 28: Position der maximalen EMG-Aktivität (in Grad des Kurbelkreises) aller Muskeln (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Laufbandtest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U2)

	M.vast.lat.		M.rect.fem.		M.vast.med.		M.glut.max.	
	Diff. [°]	SD	Diff. [°]	SD	Diff. [°]	SD	Diff. [°]	SD
Stufe 1	4,25	8,33	1,13	28,60	1,75	10,19	-7,50*	8,02
Stufe 2	-1,88	7,36	1,63	23,40	2,25	7,17	-11,63	16,57
Stufe 3	3,25	19,09	-1,88	25,33	-0,50	5,53	-1,75	8,94
Stufe 4	3,50	14,46	-1,75	29,83	4,38	10,70	0,63	9,55
Stufe 5	-1,38	9,71	6,25	40,92	-3,88	8,68	0,25	3,49
Stufe 6	-0,38	14,09	2,38	3,96	-6,13	12,76	0,38	5,15
Mw.	1,23	12,40	1,29	26,28	-0,35	9,68	-3,27	10,20
	M.bic.fem.		M.tib.ant.		M.gastr.lat.			
	Diff. [°]	SD	Diff. [°]	SD	Diff. [°]	SD		
Stufe 1	0,50	22,46	4,60	5,55	5,63	25,01		
Stufe 2	-2,50	20,38	1,00	2,76	1,75	6,76		
Stufe 3	-5,25	18,86	3,13	6,03	-6,13	13,95		
Stufe 4	-6,50	19,66	1,25	9,44	-0,25	5,73		
Stufe 5	17,50	22,86	7,00	14,05	-0,38	7,25		
Stufe 6	13,50	16,23	3,25	4,80	5,88	13,21		
Mw.	2,88	21,27	3,40	8,12	1,08	13,59		
	M.gastr.med.		M.bic.brach.		M.tric.brach.			
	Diff. [°]	SD	Diff. [°]	SD	Diff. [°]	SD		
Stufe 1	0,75	4,95	-21,75	88,20	-59,00	94,16		
Stufe 2	1,13	5,96	-39,75	109,67	-10,00	114,83		
Stufe 3	1,00	5,93	18,50	102,25	-75,88*	81,36		
Stufe 4	-1,00	5,10	9,25	69,08	-59,50	85,48		
Stufe 5	-7,63	12,59	-33,63	76,45	-58,38	81,97		
Stufe 6	1,13	20,31	-14,63	23,97	-45,88	59,37		
Mw.	-0,77	10,64	-13,67	81,45	-51,44	85,51		

*(p<0,05)

Zeitliche Parameter: Die zeitlichen Parameter Aktivitätsbeginn (BEG) und Aktivitätsdauer (LAT) geben Aufschluss über die Aktivitätsregionen der einzelnen Muskeln im Kurbelkreis. In den folgenden beiden Abbildungen wurden die Aktivitätsregionen der einzelnen Muskeln für den Bahntest (Abb. 32) und Laufbandtest (Abb. 33) graphisch dargestellt.

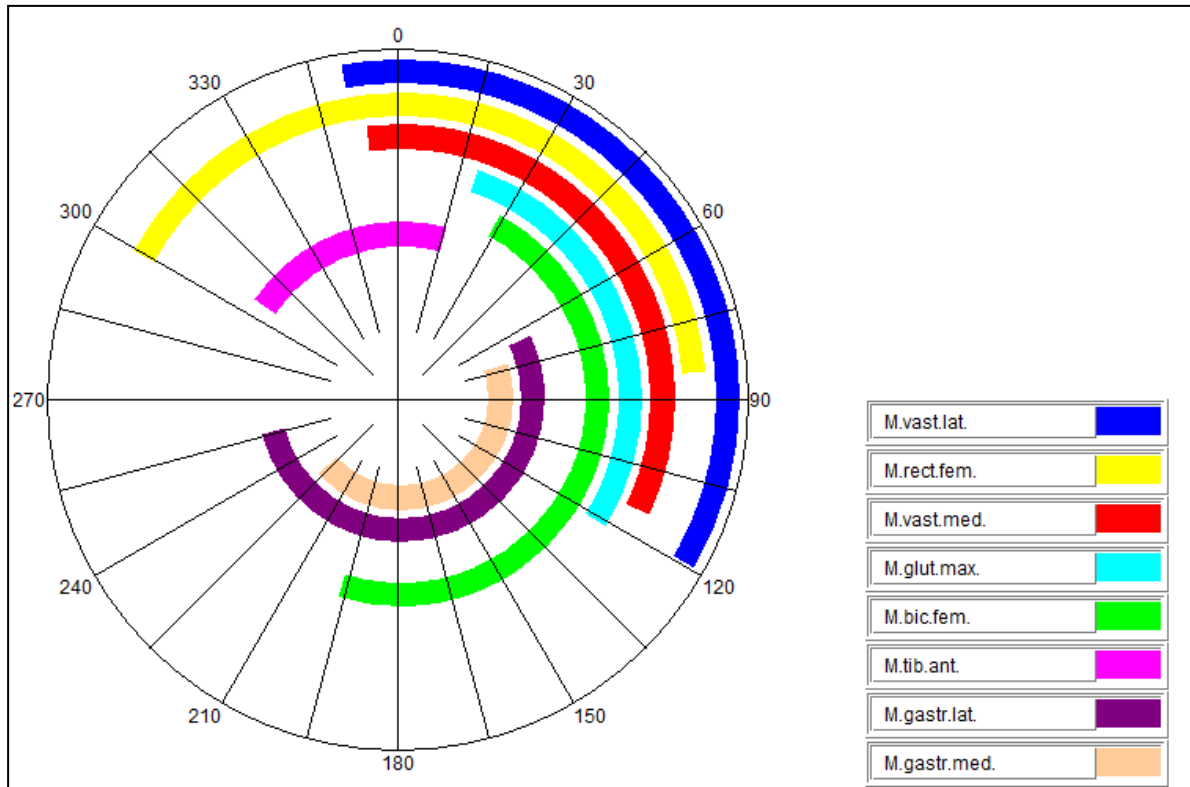


Abb. 32: Aktivitätsregionen der acht abgeleiteten Beinmuskeln – Bahntest. Gemittelt über alle Stufen und Probanden (n=8) (U2)

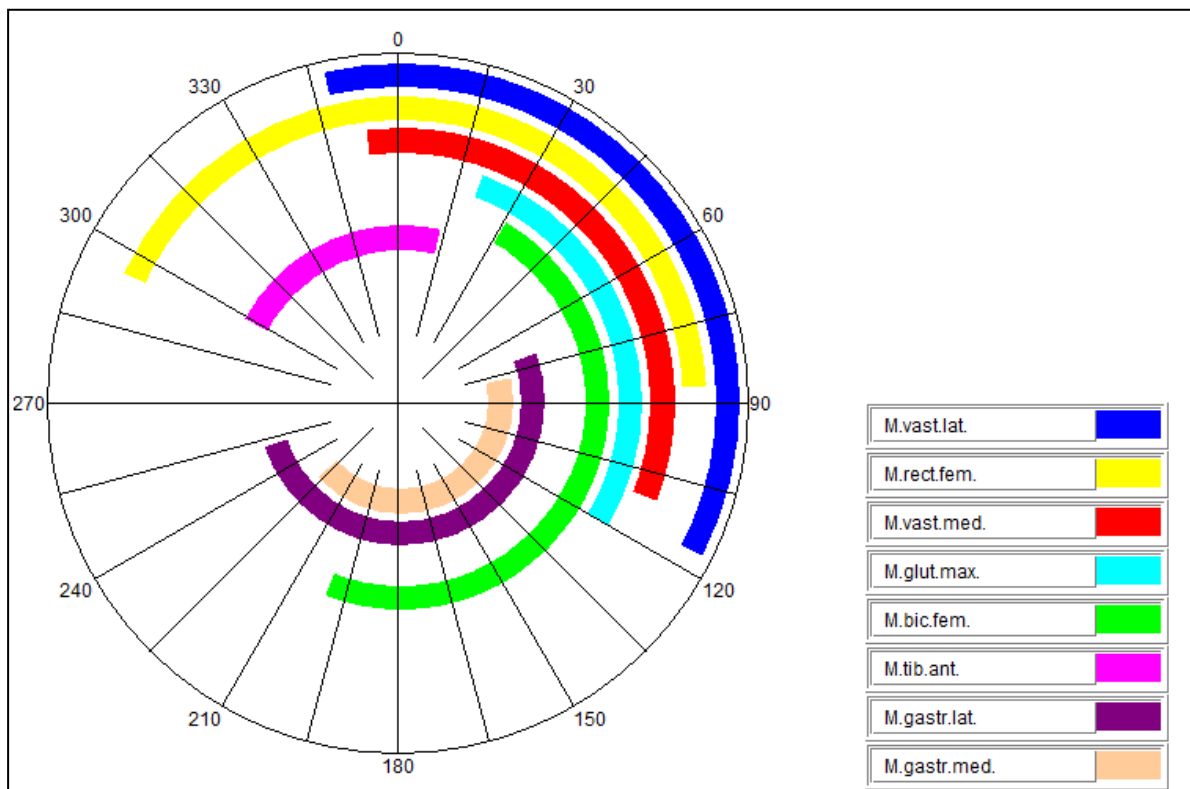


Abb. 33: Aktivitätsregionen der acht abgeleiteten Beinmuskeln – Laufbandtest. Gemittelt über alle Stufen und Probanden (n=8) (U2)

Auf die Darstellung der beiden Oberarmmuskeln wurde verzichtet, da diese während der gesamten Kurbelumdrehung aktiv waren. In den beiden Polar-Diagrammen sind keine großen Unterschiede bezüglich des BEG und der LAT zu erkennen. Dies wird in den folgenden zwei Abschnitten statistisch für die einzelnen Stufen und Muskeln überprüft.

Beginn und Dauer der Muskelaktivität wurden über alle Belastungsstufen und Probanden ($n=8$) gemittelt. Der BEG wurde in Grad ($^{\circ}$) des Kurbelkreises angegeben, da es sich um eine Position im Kurbelkreis handelt. Die Angaben für den Parameter LAT erfolgten in Prozent des Kurbelkreises, weil hier Auskunft über eine bestimmte Spanne innerhalb des Kurbelkreises gegeben wird.

Beginn der muskulären Aktivität (BEG): Die Aktivität der abgeleiteten Muskeln begann auf der Bahn in fast allen Stufen zum gleichen Zeitpunkt wie auf dem Laufband. Relevante Unterschiede konnten nicht festgestellt werden. Die einzigen Tendenzen ließen sich für zwei Muskeln erkennen: Für den M. vastus lateralis konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den Tests für die erste Belastungsstufe und für den M. gastrocnemius medialis von der fünften bis sechsten Stufe nachgewiesen werden. Der M. vastus lateralis war in der ersten Stufe signifikant und in den anderen Stufen tendenziell auf dem Laufband früher aktiviert. Auf der Bahn begann der M. gastrocnemius medialis tendenziell bzw. für die letzten beiden Stufen signifikant früher mit seiner Aktivität. Die Standardabweichung der Differenzen war zum Teil höher als die Differenz. Ein klarer Unterschied ließ sich somit auch für diese beiden Muskeln nicht erkennen. Für die abgeleiteten Oberarmmuskeln (M. biceps brachii und M. triceps brachii) wurde kein BEG bestimmt, da diese während der gesamten Kurbelumdrehung aktiv waren.

Dauer der muskulären Aktivität (LAT): Die Aktivitätsdauer ist die Spanne zwischen Beginn und Ende der muskulären Aktivität. Sie wird hier in Prozent des Kurbelkreises ($360^{\circ} = 100\%$) angegeben. Für keinen Muskel konnte ein signifikanter Unterschied zwischen Bahn- und Laufbandtest für

diesen Parameter festgestellt werden. Die abgeleiteten Oberarmmuskeln (M. biceps brachii und M. triceps brachii) waren während der gesamten Kurbelumdrehung aktiv.

Tab. 29: Dauer der EMG-Aktivität (in Prozent der Kurbelumdrehung von 360°) der abgeleiteten Muskeln (gemittelt über die Probanden n=8), für jeden dieser Muskeln ist die Differenz (Diff.) zwischen Bahn- und Laufbandtest mit Standardabweichung (SD) angegeben (U2)

	M.vast.lat.		M.rect.fem.		M.vast.med.		M.glut.max.	
	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD
Stufe 1	-1,01	1,54	-4,34	10,58	1,01	3,41	0,59	2,21
Stufe 2	-0,17	1,01	-4,51	8,59	1,74	2,51	0,66	2,06
Stufe 3	-0,69	2,01	-1,18	9,14	0,63	2,74	0,56	2,17
Stufe 4	-2,22	3,83	1,46	4,92	0,38	3,05	-0,07	1,45
Stufe 5	3,09	5,87	0,49	6,48	1,32	3,76	-0,03	1,73
Stufe 6	0,14	4,69	-2,47	6,52	0,73	3,59	1,81	4,27
Mw.	-0,14	3,79	-1,76	7,84	0,97	3,07	0,58	2,43
	M.bic.fem.		M.tib.ant.		M.gastr.lat.		M.gastr.med.	
	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD	Diff. [%]	SD
Stufe 1	-2,50	8,00	-3,30	5,47	3,26	6,84	-0,24	6,14
Stufe 2	1,84	6,84	-3,58	5,73	1,25	4,52	0,76	6,23
Stufe 3	-1,08	3,62	-0,97	6,18	2,43	3,78	1,35	6,01
Stufe 4	-2,33	5,42	0,83	5,16	3,19	7,43	2,71	6,54
Stufe 5	0,56	3,18	0,56	5,33	3,06	8,18	2,19	2,58
Stufe 6	-0,14	2,21	-0,94	1,89	4,24	7,87	1,98	1,55
Mw.	-0,61	5,24	-1,23	5,17	2,91	6,35	1,46	5,04

*(p<0,05)

Mittlere EMG-Aktivität und Tangentialkraft im Testverlauf: In den folgenden Abbildungen (Abb. 21, Abb. 22, Abb. 23 und Abb. 24) ist die mittlere EMG-Aktivität und Tangentialkraft für die drei Muskeln mit signifikanten Unterschieden, Bahn- vs. Laufbandtest, dargestellt. Es wurden nur diese drei Muskeln für die Betrachtung im Testverlauf ausgewählt, da die Unterschiede zwischen Bahn- und Laufbandtest für die erste Fragestellung relevant sind.

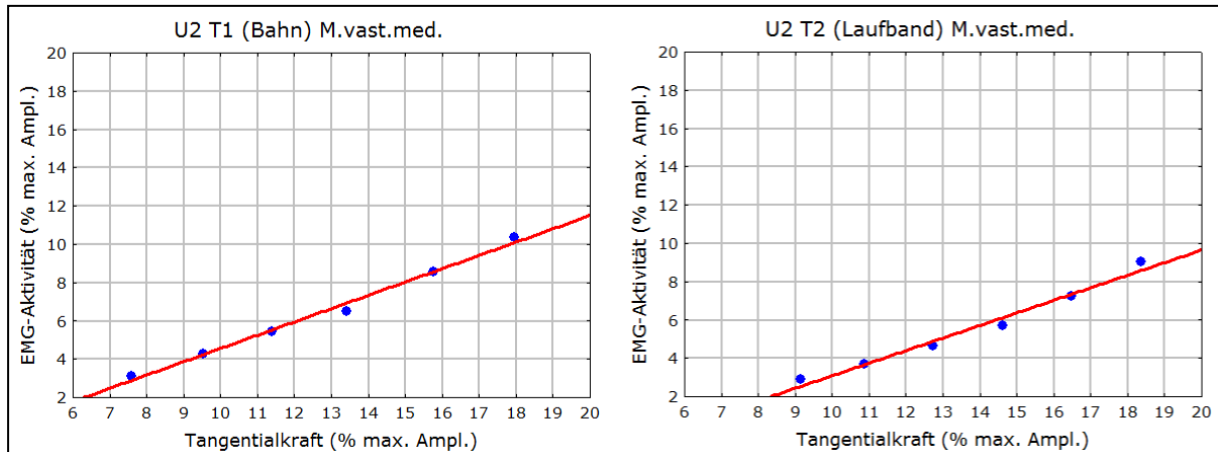


Abb. 34: Mittlere EMG-Aktivität des M. vastus medialis (M.vast.med.) und Tangentialkraft aus dem Bahntest (T1 links) und Laufbandtest (T2 rechts) mit Regressionsgerade, gemittelt über die Probanden (n=8) (U2)

Im Test auf dem Laufband war die Tangentialkraft in allen Belastungsstufen höher als im Bahntest. Die mittlere EMG-Aktivität des M.vast.med. zeigte ab der dritten Belastungsstufe signifikant höhere Werte im Bahntest. Daraus resultierten im rechten Diagramm (Laufbandtest) eine Rechtsverschiebung und eine tiefere Lage der einzelnen Plots (jeder Plot steht für eine Belastungsstufe). Die Plots liegen aber in beiden Diagrammen sehr ähnlich zueinander. Der Anstieg der EMG-Aktivität erfolgt in beiden Diagrammen von der ersten zur vierten Stufe nahezu linear. Ab der fünften Belastungsstufe nahm die mittlere EMG-Aktivität des M.vast.med. stärker zu. Auch die Tangentialkraft erhöhte sich in den letzten beiden Stufen mehr als in denen davor – dies gilt für beide Tests. Die Erhöhung der Tangentialkraft von Stufe zu Stufe bedingte auch eine Zunahme der mittleren EMG-Aktivität des M.vast.med. in beiden Tests.

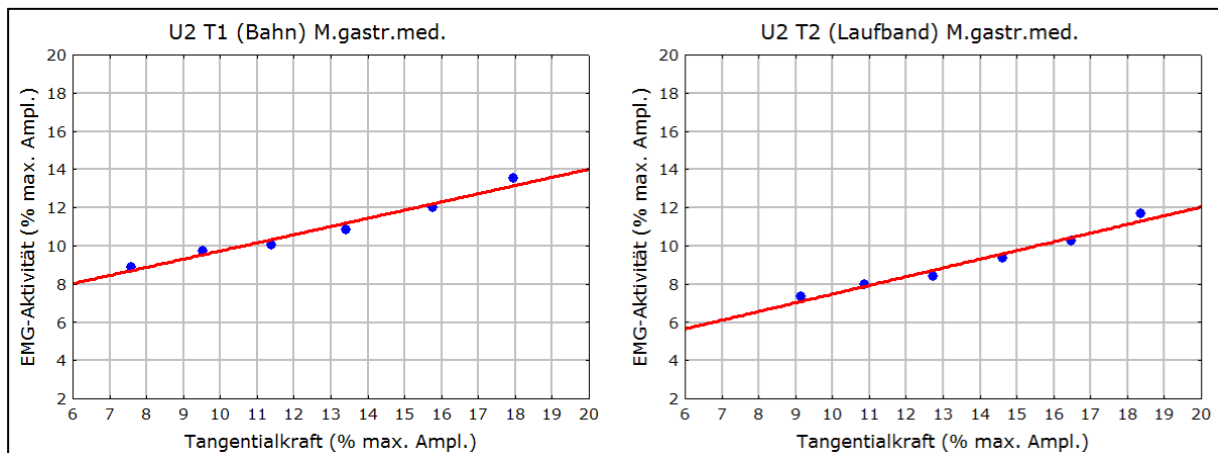


Abb. 35: Mittlere EMG-Aktivität des M. gastrocnemius medialis (M.gastr.med.) und Tangentialkraft aus dem Bahntest (T1 links) und Laufbandtest (T2 rechts) mit Regressionsgerade, gemittelt über die Probanden (n=8) (U2)

Auch für den M. gastrocnemius medialis ist eine Rechtsverschiebung sowie der tiefere Verlauf der einzelnen Plots beim Laufbandtest im Vergleich zum Bahntest in der Abbildung (Abb. 35) zu erkennen. Die einzelnen Plots liegen in den beiden Diagrammen ähnlich zueinander: die ersten beiden befinden sich oberhalb, die nächsten drei unterhalb und der letzte wieder oberhalb der Regressionsgerade. Mit der Tangentialkraft nahm in beiden Tests auch die EMG-Aktivität zu.

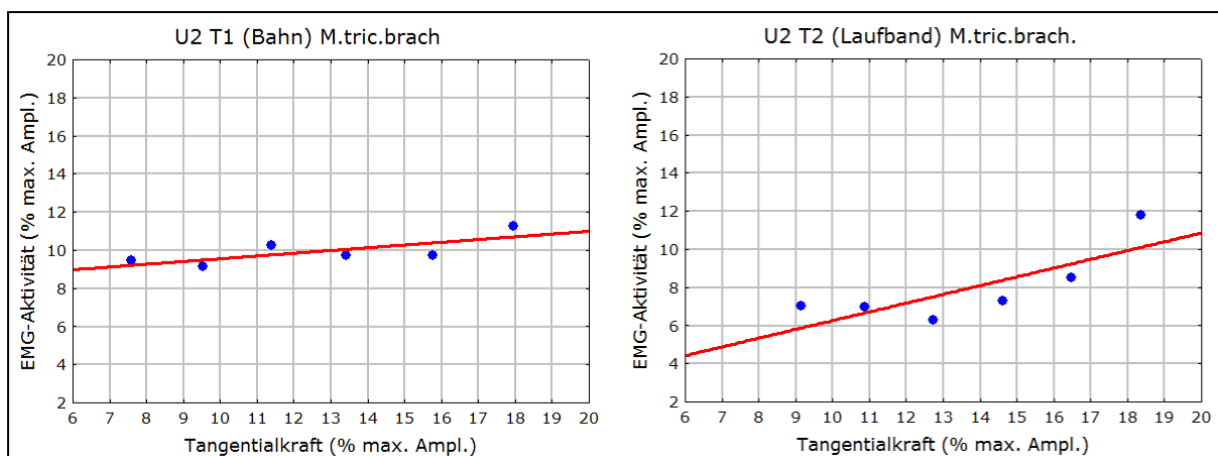


Abb. 36: Mittlere EMG-Aktivität des M. triceps brachii (M.tric.brach.) und Tangentialkraft aus dem Bahntest (T1 links) und Laufbandtest (T2 rechts) mit Regressionsgerade, gemittelt über die Probanden (n=8) (U2)

Wie bei den beiden anderen Muskeln ist auch hier die Rechtsverschiebung und der tiefere Verlauf der Plots im rechten Diagramm (Laufbandtest) zu

erkennen (Abb. 36). Im linken Diagramm nimmt die EMG-Aktivität von Stufe zu Stufe zu oder ab. Im rechten Diagramm ist deutlich, dass die mittlere EMG-Aktivität im Laufbandtest von der zweiten bis zur dritten Stufe abnahm, um dann wieder von der vierten bis letzten Stufe anzusteigen. Die Zunahme der Tangentialkraft ging in beiden Tests nicht immer mit einer Zunahme der mittleren EMG-Aktivität des M.tric.brach. einher.

Zusammenfassung: Die mittlere und maximale EMG-Aktivität unterschieden sich bei einigen Muskeln im Bahntest von der im Laufbandtest. Für die anderen Parameter konnten bei keinem Muskel Unterschiede nachgewiesen werden.

Tab. 30: Unterschiede in der zweiten Untersuchung (U2) zwischen Bahn- und Laufbandtest

Parameter	signifikant höher/größer bei	
	U2-T1 (Bahntest)	U2-T2 (Laufbandtest)
mittlere EMG-Aktivität	M.vast.med. M.gastr.med.	—
maximale EMG-Aktivität	M.vast.med. M.gastr.med.	—
Pos. Ampl. max.	keine Unterschiede	
BEG	keine Unterschiede	
LAT	keine Unterschiede	

Unterschiede im Testverlauf: Die mittlere EMG-Aktivität stieg, für die drei Muskeln mit signifikanten Unterschieden, von Stufe zu Stufe verschieden stark an. Dabei unterschied sich das Anstiegsverhalten nur beim M.tric.brach. im Bahn- vs. Laufbandtest, wobei die Muskelaktivität nicht in allen Stufen auf dem Laufband mit der Kraft anstieg. Bei den anderen beiden Muskeln (M.vast.med. und M.gastr.med.) nahm mit der Tangentialkraft auch die mittlere EMG-Aktivität von Stufe zu Stufe zu. Die Tangentialkraft erhöhte sich in beiden Tests von der ersten bis vierten Stufe gleichmäßig und von der fünften zur letzten Stufe etwas stärker.

6.3 Wettkampfspezifische Analyse von muskulärer Beanspruchung, intermuskulärer Koordination und Pedalkraft beim Radfahren auf der Radrennbahn (U2-T1)

Um die Muskelaktivität im Bezug zur Leistung, Pedalkraft und zu den physiologischen Kenngrößen möglichst wettkampfspezifisch zu analysieren, wurden die Ergebnisse aus einem der Bahntests ausgewählt. Signifikante Unterschiede bestanden zwischen den normierten Daten der beiden Tests auf der Bahn (U1-T1 und U2-T1) nicht. Um den Umfang der Arbeit nicht unnötig auszuweiten, erfolgte die Ergebnisdarstellung nur für einen der beiden Bahntests. Die Entscheidung fiel auf die zweite Untersuchung (U2-T1), da sich bei der ersten Untersuchung (U1-T1) bei einem Probanden die EMG-Elektroden eines Muskels in den letzten beiden Stufen löste und hier keine Daten aufgezeichnet werden konnten.

Für die Trainingspraxis ist interessant, welcher Muskel bei welcher Belastung wie aktiv ist. Im Folgenden soll gezeigt werden, wie sich die Beanspruchung der Muskeln mit zunehmender Belastung änderte. Das Ziel war herauszufinden, wie stark die verschiedenen Muskeln am Anstieg der Gesamtbeanspruchung des Organismus beteiligt sind. Die vorliegenden Daten erlauben keine Interpretation von absoluten Werten. Die Absolutwerte sind vom Aufnahmeverfahren abhängig. Da z.B. die Dicke des Unterhautfettgewebes an den einzelnen Ableitpunkten stark variiert, ist es kaum realisierbar, absolute Werte für den Vergleich von einzelnen Muskeln zu nutzen. Im Stufentest kann jedoch der Verlauf des Anstiegs der Muskelaktivität interpretiert werden [70]. Die Veränderung der muskulären Beanspruchung lässt sich mit dem integrierten EMG (iEMG) abschätzen [1]. Das iEMG setzt sich aus Dauer und Amplitude der muskulären Aktivität zusammen und ist das Integral des EMG – also die Fläche unter der Aktivitätskurve. Wird vom Muskel in irgendeiner Form mehr Aktivität (Amplitude / Dauer) entwickelt, so ändert sich das iEMG [1, 70]. Im Folgenden wird das iEMG für die Muskelaktivität während der Aktivitätsdauer angegeben.

In diesem Ergebnisteil wird zudem die Korrelation zwischen muskulärer Beanspruchung (iEMG) und Kraft, Sauerstoffaufnahme sowie Herzfrequenz dargestellt.

Die Betrachtung der elektrischen Muskelaktivität bei wettkampfnaher Belastung soll die Bedeutung der einzelnen Muskeln im Bewegungsablauf (Kurbelumdrehung) verdeutlichen. Dafür wurden die mittlere Amplitude und die Aktivitätsdauer der Muskeln in der zweiten und sechsten Belastungsstufe analysiert. Die mittlere Amplitude wird für die Muskelaktivität während der Aktivitätsdauer angegeben.

6.3.1 Veränderung der muskulären Beanspruchung mit zunehmender mechanischer Leistung

Die muskuläre Beanspruchung konnte nur hinsichtlich des Kurvenverlaufs betrachtet werden. Die Signalniveaus der einzelnen Muskeln unterschieden sich, weshalb das iEMG nicht als absoluter Wert interpretiert werden konnte. In der folgenden Abbildung (Abb. 37) wurde das iEMG aller abgeleiteten Muskeln für jeden einzelnen Probanden dargestellt.

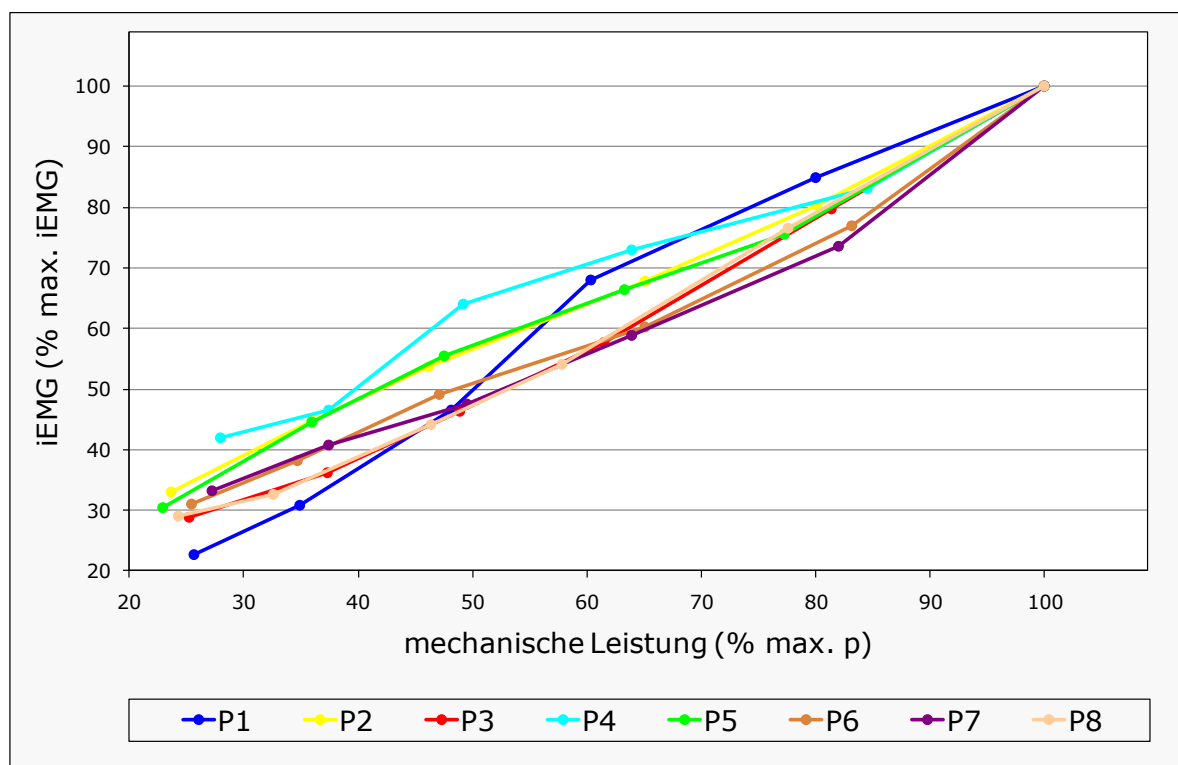


Abb. 37: Muskuläre Beanspruchung (iEMG) - die Summe aller Muskeln jedes einzelnen Probanden (P1-P8), normiert auf das individuelle Maximum

In Abb. 37 wurde auf die Stufe mit der maximalen iEMG-Summe sowie auf die Stufe mit der maximalen mechanischen Leistung (p) des jeweiligen Athleten normiert. Die iEMG-Leistungskurve verläuft bei allen Probanden nahezu linear (Abb. 37). Werden alle abgeleiteten Muskeln in ihrer Gesamtheit betrachtet, so kann festgestellt werden, dass die muskuläre Beanspruchung im Bahntest bei jedem Probanden zunahm. In der ersten Belastungsstufe beginnen die Probanden mit einem iEMG-Niveau zwischen 23 und 42% (Mw. = 31,3% \pm 5,4%). Der Proband (P1) mit dem niedrigsten Ausgangswert (23%) zeigte den steilsten iEMG-Anstieg. Bei allen Probanden war ein stetiger Anstieg – also weder ein Abfall noch eine Stagnation – der iEMG-Summe mit zunehmender Belastung zu beobachten. Die statistische Überprüfung der Beziehung zwischen iEMG-Summe und der mechanischen Leistung ergab, wie im folgenden Diagramm (Abb. 38) ersichtlich, eine sehr hohe Korrelation ($r = 0,981$).

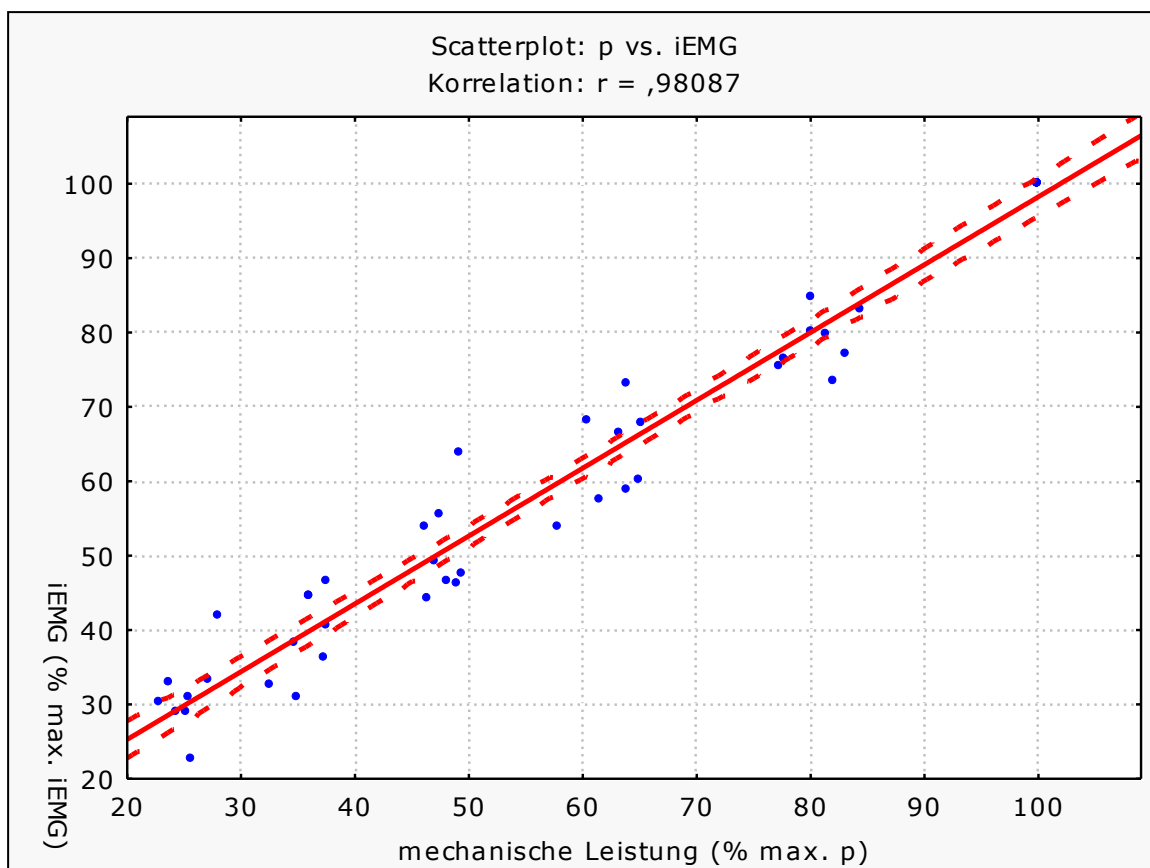


Abb. 38: Korrelation von muskulärer Beanspruchung (iEMG) und mechanischer Leistung (p) - für jeden Probanden die Summe aller Muskeln, normiert auf das individuelle Maximum, mit Korrelationskoeffizient (r)

Die Zunahme der iEMG-Summe erfolgte von einer zur nächsten Belastungsstufe nicht gleichmäßig (Tab. 31). Wie in Tab. 31 in der letzten Spalte zu sehen, erhöhte sich die iEMG-Summe zunehmend. Dies gilt auch für die mechanische Leistung. Auffällig ist der iEMG-Anstieg von der fünften zur letzten Belastungsstufe: hier war die Zunahme deutlich höher als bei niedrigerer Belastung (Stufe 4 zu 5 = 15,5% vs. Stufe 5 zu 6 = 21,2%), obwohl die mechanische Leistung in der letzten Stufe ähnlich stark anstieg wie vorher (Stufe 4 zu 5 = 18,1% vs. Stufe 5 zu 6 = 19,3%). Bei hoher Belastung bewirkte die Erhöhung der mechanischen Leistung eine stärkere Zunahme der iEMG-Summe als bei niedriger Belastung.

Tab. 31: Zunahme der iEMG-Summe und der mechanischen Leistung (mech. Leistung), über alle Probanden (n=8) gemittelt

	mech. Leistung [% Watt _{max}]*	Anstieg Stufe zu Stufe [% Watt_{max}]	iEMG [% iEMG _{max}]*	Anstieg Stufe zu Stufe [% iEMG_{max}]
Stufe 1	25,3 ± 1,7		31,3 ± 5,4	
Stufe 2	35,8 ± 1,7	10,5	39,3 ± 5,8	8,0
Stufe 3	47,8 ± 1,3	12,1	50,8 ± 6,5	11,6
Stufe 4	62,6 ± 2,6	14,8	63,3 ± 6,5	12,4
Stufe 5	80,7 ± 2,5	18,1	78,8 ± 3,9	15,5
Stufe 6	100,0 ± 0,0	19,3	100,0 ± 0,0	21,2

*(Mw. ± SD)

Der Anteil, welchen die einzelnen Muskeln an der Belastungszunahme haben, ist für die Trainingspraxis interessant. Dieser Anteil kann nicht in Absolutwerten, sondern nur im Verlauf interpretiert werden. In Abb. 39 ist der Verlauf der iEMG-Leistungskurve für jeden abgeleiteten Muskel dargestellt. Das normierte iEMG jedes Muskels und die normierte mechanische Leistung wurde in Abb. 39, Tab. 32, Tab. 33 und Tab. 34 über alle Probanden (n=8) gemittelt (Normierung siehe 6.3.1 Absatz 1).

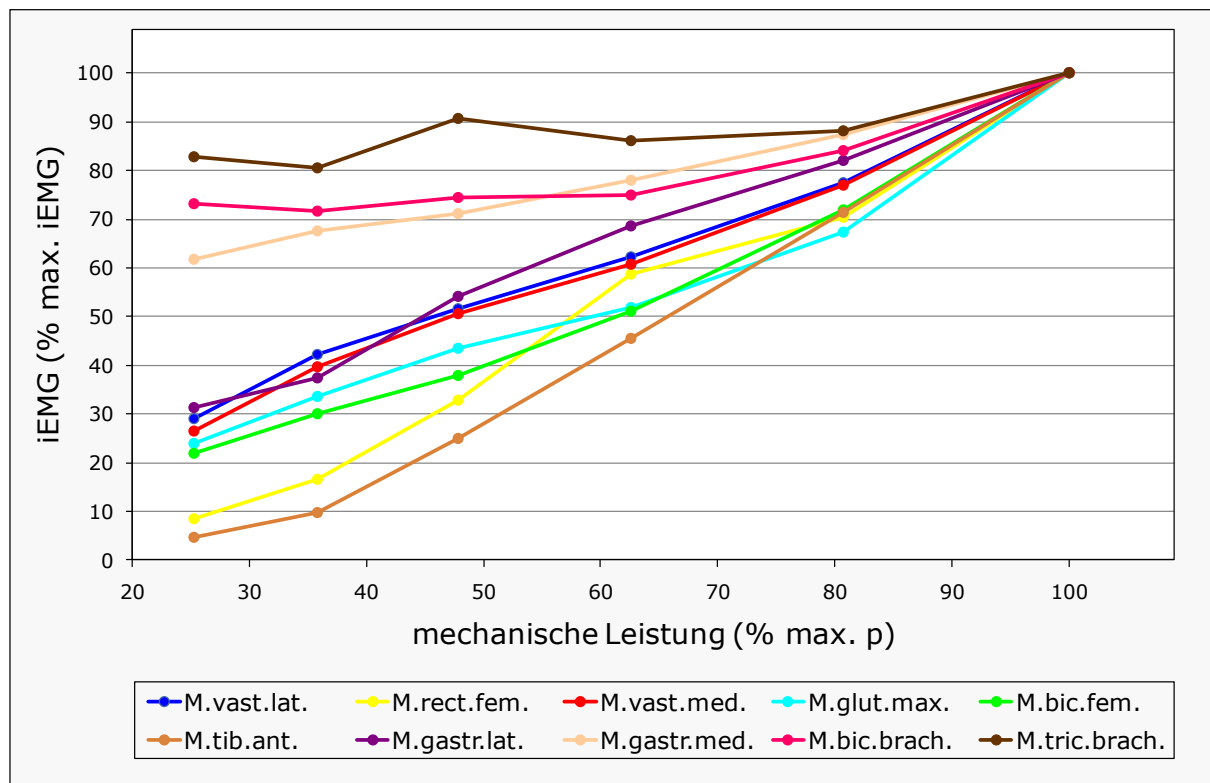


Abb. 39: Muskuläre Beanspruchung (iEMG) - für jeden einzelnen Muskel gemittelt über alle Probanden (n=8)

In Abb. 39 ist zu erkennen, dass sich die iEMG-Leistungskurven der einzelnen Muskeln bezüglich ihres Anstiegsverhaltens in vier Gruppen einteilen lassen:

- Gruppe 1: M.tric.brach., M.bic.brach. und M.gastr.med.
- Gruppe 2: M.gastr.lat., M.vast.lat. und M.vast.med.
- Gruppe 3: M.glut.max. und M.bic.fem.
- Gruppe 4: M.rect.fem. und M.tib.ant.

Gruppe 1: Die drei Muskeln aus „Gruppe 1“ begannen mit einem sehr hohen iEMG-Ausgangsniveau zwischen 62 und 83% (Tab. 32), daher ist der Anstieg der iEMG-Leistungskurve bis zum Maximum sehr flach. Die beiden Oberarmmuskeln zeigten im Testverlauf von der fünften zur letzten Belastungsstufe die höchste iEMG-Zunahme. Das iEMG des M.gastr.med. stieg linear an – von Stufe zu Stufe nahm es gleichmäßig aber gering zu. Die Beanspruchung der drei Muskeln aus „Gruppe 1“ veränderte sich im Testverlauf vergleichsweise wenig. Somit waren diese Muskeln relativ am we-

nigsten an der Anpassung der gesamten muskulären Beanspruchung an die zunehmende Belastung beteiligt.

Gruppe 2: Das iEMG-Ausgangsniveau der drei Muskeln aus „Gruppe 2“ lag zwischen 27 und 31% (Tab. 33). Insbesondere beim M.vast.lat. und M.vast.med. (gleiche Funktion in der Sagittalebene) zeigte sich ein sehr ähnliches Anstiegsverhalten: Das iEMG stieg sehr gleichmäßig bis zum Belastungsende um etwa 70% an. Beim M.gastr.lat. nahm das iEMG von der ersten zur zweiten Belastungsstufe nur gering zu. Zur dritten Stufe zeigte sich ein stärkerer Anstieg, welcher im weiteren Testverlauf wieder etwas abflachte. Die Beanspruchung dieser drei Muskeln veränderte sich im Testverlauf mehr als bei den Muskeln aus der „Gruppe 1“. Somit waren diese Muskeln relativ auch mehr an der Anpassung der gesamten muskulären Beanspruchung an die zunehmende Belastung beteiligt.

Gruppe 3: Der M.bic.fem. und M.glut.max. wurden in einer separaten Gruppe zusammengefasst, da diese beiden Muskeln nach einem moderaten iEMG-Anstieg bei der wettkampfnahen Belastung (Belastungsstufe 6) eine auffällige Steigung zeigten. Das Ausgangsniveau von 22 bzw. 24% (Tab. 34) war zwar höher als bei den Muskeln der „Gruppe 4“ – aber der iEMG-Anstieg erfolgte in den unteren Belastungsstufen weniger steil. Somit gewannen diese beiden Muskeln im Verlauf zur wettkampfnahen Belastung, mit hohen Trittfrequenzen bei gleichzeitig hoher mechanischer Leistung, an Bedeutung.

Gruppe 4: Die beiden Muskeln M.tib.ant. und M.rect.fem. hatten das niedrigste iEMG-Ausgangsniveau von 5 bzw. 8% (Tab. 34). Das iEMG der beiden Muskeln stieg kontinuierlich stark an. Sie hatten den größten relativen Anteil an der Anpassung der gesamten muskulären Beanspruchung an die zunehmende Belastung.

Tab. 32: IEMG der einzelnen Muskeln (Gruppe 1) und mechanischen Leistung (mech. Leistung) im Testverlauf, über alle Probanden (n=8) gemittelt

mech. Leistung [% Watt _{max}]*	M.tric.brach. [% iEMG _{max}]*	M.bic.brach. [% iEMG _{max}]*	M.gastr.med. [% iEMG _{max}]*
25,3 ± 1,7	82,7 ± 17,0	73,2 ± 20,7	61,7 ± 19,8
35,8 ± 1,7	80,6 ± 17,2	71,6 ± 20,5	67,7 ± 20,0
47,8 ± 1,3	90,7 ± 16,2	74,5 ± 20,4	71,2 ± 19,0
62,6 ± 2,6	86,1 ± 15,0	75,1 ± 22,9	77,9 ± 14,8
80,7 ± 2,5	88,2 ± 13,3	84,2 ± 16,7	87,4 ± 6,6
100,0 ± 0,0	100,0 ± 9,4	100,0 ± 10,8	100,0 ± 1,8

*(Mw. ± SD)

Tab. 33: IEMG der einzelnen Muskeln (Gruppe 2) und mechanischen Leistung (mech. Leistung) im Testverlauf, über alle Probanden (n=8) gemittelt

mech. Leistung [% Watt _{max}]*	M.gastr.lat. [% iEMG _{max}]*	M.vast.lat. [% iEMG _{max}]*	M.vast.med. [% iEMG _{max}]*
25,3 ± 1,7	31,2 ± 21,7	29,0 ± 7,9	26,5 ± 8,7
35,8 ± 1,7	37,4 ± 19,7	42,3 ± 9,2	39,6 ± 8,5
47,8 ± 1,3	54,2 ± 13,0	51,7 ± 9,8	50,5 ± 8,7
62,6 ± 2,6	68,7 ± 8,5	62,2 ± 9,9	60,8 ± 8,6
80,7 ± 2,5	82,2 ± 6,4	77,5 ± 6,8	77,0 ± 7,5
100,0 ± 0,0	100,0 ± 0,0	100,0 ± 0,0	100,0 ± 0,0

*(Mw. ± SD)

Tab. 34: IEMG der einzelnen Muskeln (Gruppe 3 und 4) und mechanischen Leistung (mech. Leistung) im Testverlauf, über alle Probanden (n=8) gemittelt

mech. Leistung [% Watt _{max}]*	M.glut.max. [% iEMG _{max}]*	M.bic.fem. [% iEMG _{max}]*	M.rect.fem. [% iEMG _{max}]*	M.tib.ant. [% iEMG _{max}]*
25,3 ± 1,7	24,0 ± 4,7	22,0 ± 6,1	8,4 ± 9,8	4,7 ± 12,7
35,8 ± 1,7	33,5 ± 5,3	30,0 ± 6,7	16,5 ± 7,2	9,6 ± 17,3
47,8 ± 1,3	43,4 ± 6,0	38,0 ± 7,0	32,9 ± 9,1	25,1 ± 18,8
62,6 ± 2,6	51,9 ± 5,8	51,2 ± 8,2	58,7 ± 14,6	45,6 ± 14,9
80,7 ± 2,5	67,3 ± 6,7	71,9 ± 6,5	70,4 ± 7,9	71,4 ± 8,4
100,0 ± 0,0	100,0 ± 0,0	100,0 ± 0,0	100,0 ± 0,0	100,0 ± 0,0

*(Mw. ± SD)

Zusammenfassung: Die Ergebnisse haben gezeigt, dass mit zunehmender Belastung die iEMG-Summe der abgeleiteten Muskeln bei allen Probanden anstieg. Insbesondere in der letzten Belastungsstufe, welche der Wettkampfbelastung sehr nahe kommt, nahm die iEMG-Aktivität deutlich zu.

Betrachtet man den Verlauf des iEMG-Anstieges der einzelnen Muskeln, so waren diese an der Anpassung der gesamten muskulären Beanspruchung an die zunehmende Belastung unterschiedlich stark beteiligt: Die beiden Oberarmmuskeln und der M.gastr.med. hatten hierbei die geringste Bedeutung. Der M.gastr.lat., M.vast.lat. und M.vast.med. waren für die Anpassung etwas wichtiger. Den größten relativen Anteil hatten folgende vier Muskeln: M.glut.max., M.bic.fem., M.tib.ant. und M.rect.fem..

6.3.2 Korrelation von muskulärer Beanspruchung und Kraft, Sauerstoffaufnahme sowie Herzfrequenz

Im letzten Abschnitt wurde nachgewiesen, dass sich mit steigender Belastung die iEMG-Summe erhöht. Die Korrelation von muskulärer Beanspruchung (iEMG) und Tangentialkraft sowie physiologischer Kennwerte soll in diesem Abschnitt überprüft werden.

Korrelation von Tangentialkraft und iEMG: In den folgenden drei Abbildungen (Abb. 40, Abb. 41 und Abb. 42) ist die Korrelation von muskulärer Beanspruchung (iEMG) und Tangentialkraft für die verschiedenen Muskeln dargestellt. Die tabellarische Übersicht der Korrelationskoeffizienten erfolgt in der Tab. 35. Im vorhergehenden Abschnitt (6.3.1) wurden die zehn abgeleiteten Muskeln entsprechend ihrer Beteiligung an der Anpassung der gesamten muskulären Beanspruchung an die zunehmende Belastung, in vier Gruppen aufgeteilt. Die Betrachtung der Korrelation erfolgt daher in der gleichen Einteilung.

Das iEMG der Muskeln aus „Gruppe 1“ zeigte eine sehr geringe bis mittlere Korrelation (Abb. 40). Eine sehr starke Streuung und eine geringe bzw. sehr geringe Korrelation zur Kraft bestanden – wie zu erwarten – bei den beiden Oberarmmuskeln. Der flache Verlauf (vergleichsweise geringe Steigung) der Regressionsgeraden aus den drei Diagrammen verdeutlichte die geringe Steigerung der muskulären Beanspruchung mit zunehmender Kraft.

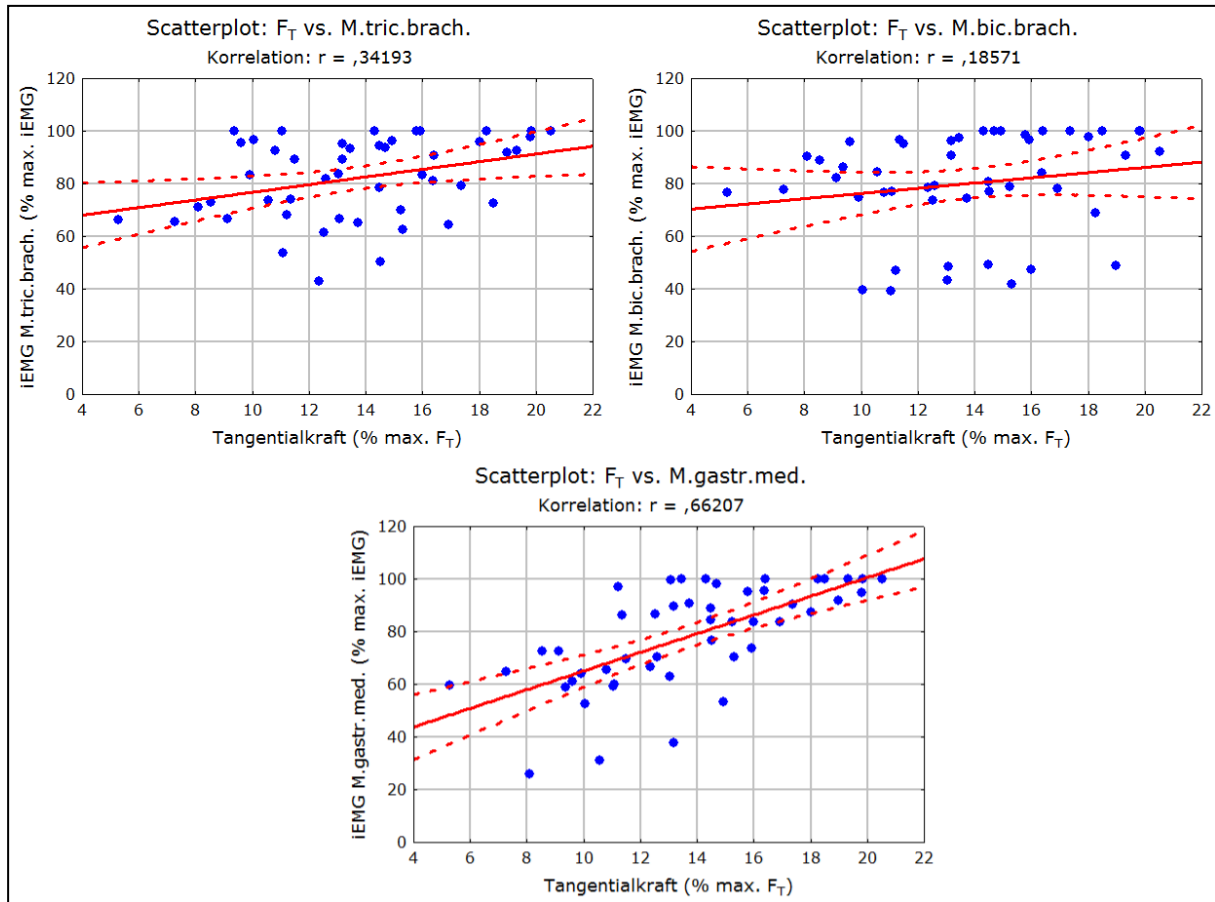


Abb. 40: „Gruppe 1“ Korrelation von muskulärer Beanspruchung (iEMG) und Tangentialkraft (F_T) – alle Probanden ($n=8$) Muskeln normiert auf das individuelle Maximum, mit Korrelationskoeffizient (r)

In der „Gruppe 2“ konnte in der statistischen Auswertung für das iEMG des M.gastr.lat. eine mittlere und für das iEMG des M.vast.med. sowie M.vast.lat. eine hohe Korrelation mit der Tangentialkraft gefunden werden (Abb. 41).

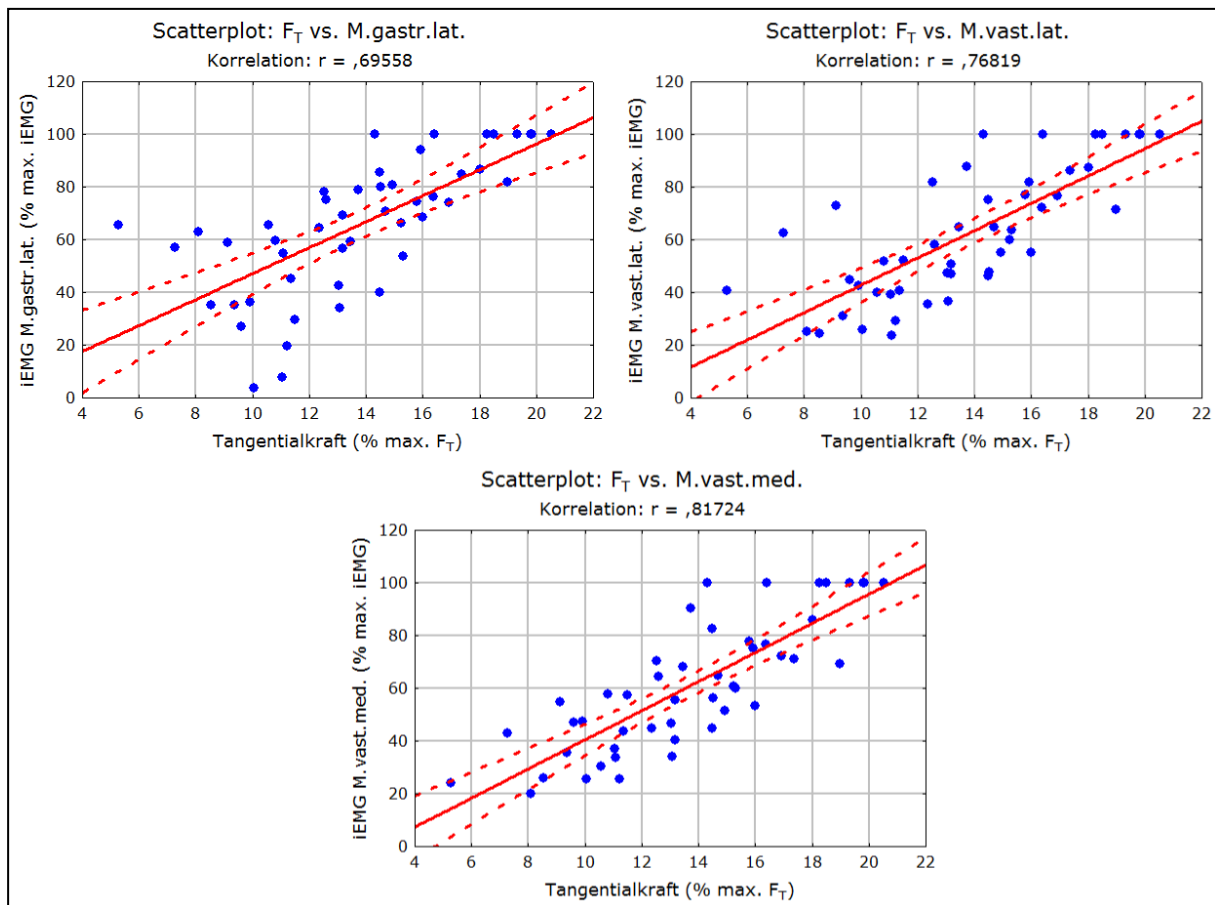


Abb. 41: „Gruppe 2“ Korrelation von muskulärer Beanspruchung (iEMG) und Tangentialkraft (F_T) – alle Probanden ($n=8$) Muskeln normiert auf das individuelle Maximum, mit Korrelationskoeffizient (r)

Das iEMG aller vier Muskeln aus „Gruppe 3 und 4“ korrelierte mit der Tangentialkraft in hohem Maße (Abb. 42). Die Regressionsgeraden stiegen hier im Vergleich zu den anderen beiden Gruppen steiler an. Diese vier Muskeln hatten den größten relativen Anteil an der Steigerung der Kraftübertragung.

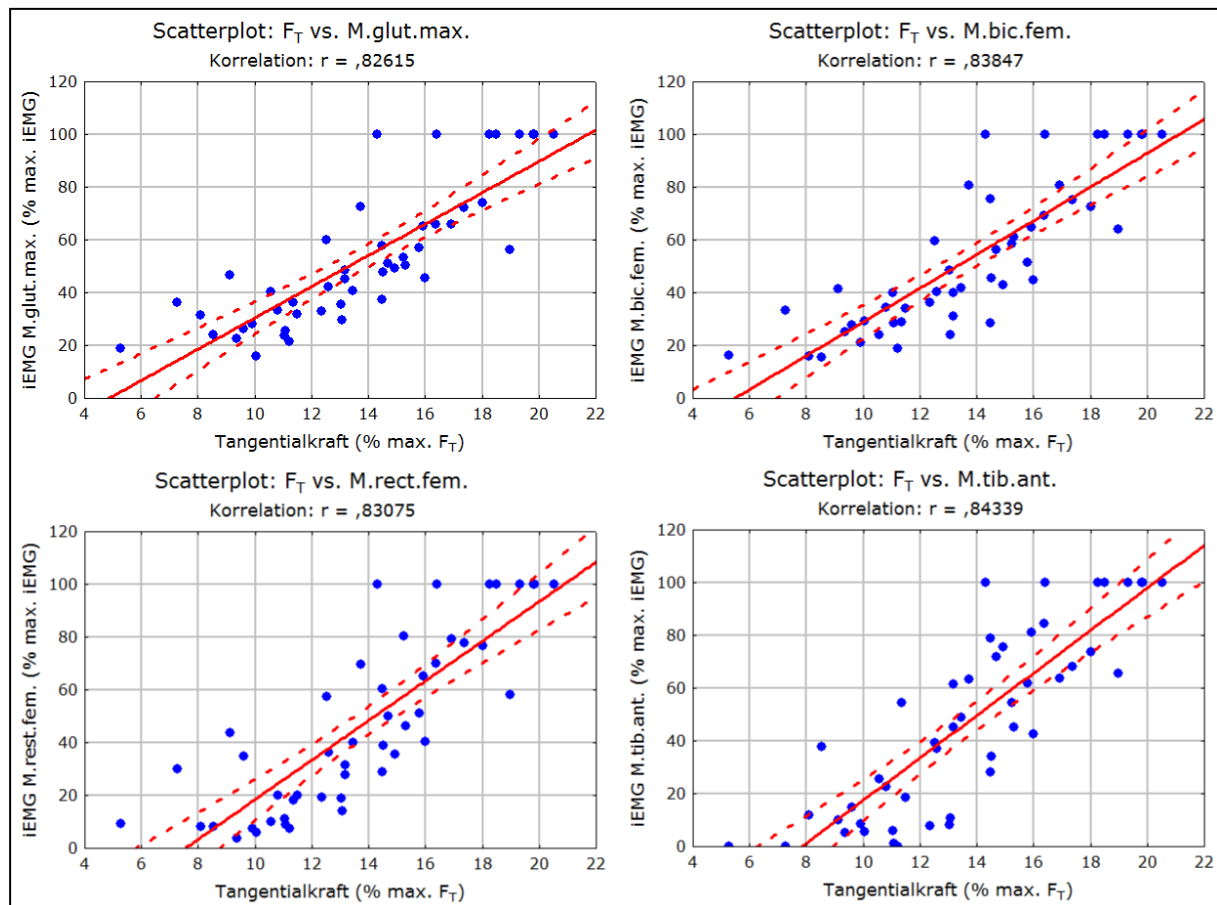


Abb. 42: „Gruppe 3 und 4“ Korrelation von muskulärer Beanspruchung (iEMG) und Tangentialkraft (F_T) – alle Probanden ($n=8$) Muskeln normiert auf das individuelle Maximum, mit Korrelationskoeffizient (r)

Folgend ist die Korrelation von muskulärer Beanspruchung und Tangentialkraft tabellarisch dargestellt (Tab. 35).

Tab. 35: Korrelation von muskulärer Beanspruchung (iEMG) und Tangentialkraft für alle abgeleiteten Muskeln – Korrelationskoeffizient (r)

Muskeln Gruppe 1	M.tric.brach. r = 0,342	M.bic.brach. r = 0,186	M.gastr.med. r = 0,662	
Muskeln Gruppe 2	M.gastr.lat. r = 0,696	M.vast.lat. r = 0,768	M.vast.med. r = 0,817	
Muskeln Gruppe 3+4	M.glut.max. r = 0,826	M.bic.fem. r = 0,839	M.rect.fem. r = 0,831	M.tib.ant. r = 0,843

Korrelation von Sauerstoffaufnahme und iEMG: In der folgenden Tabelle sind die Korrelationskoeffizienten von muskulärer Beanspruchung (iEMG) und Sauerstoffaufnahme für jeden einzelnen Muskel dargestellt.

Tab. 36: Korrelation von muskulärer Beanspruchung (iEMG) und Sauerstoffaufnahme für alle abgeleiteten Muskeln – Korrelationskoeffizient (r)

Muskeln Gruppe 1	M.tric.brach. r = 0,324	M.bic.brach. r = 0,299	M.gastr.med. r = 0,523	
Muskeln Gruppe 2	M.gastr.lat. r = 0,827	M.vast.lat. r = 0,895	M.vast.med. r = 0,865	
Muskeln Gruppe 3+4	M.glut.max. r = 0,852	M.bic.fem. r = 0,858	M.rect.fem. r = 0,867	M.tib.ant. r = 0,849

Das iEMG der Muskeln aus „Gruppe 1“ zeigte eine geringe bis mittlere Korrelation und das iEMG der Muskeln aus den anderen drei Gruppen eine hohe Korrelation mit der Sauerstoffaufnahme. Das iEMG des M.gastr.lat, M.vast.lat. und M.vast.med. („Gruppe 2“) korrelierte mit der Sauerstoffaufnahme stärker als mit der Tangentialkraft. Auch wenn diese drei Muskeln einen nicht so hohen Anteil an der Anpassung an die zunehmende Belastung und an der Kraftübertragung hatten, so stehen sie aber in einer hohen Korrelation mit der Sauerstoffaufnahme.

Korrelation von Herzfrequenz und iEMG: Die Korrelationskoeffizienten von muskulärer Beanspruchung (iEMG) und Herzfrequenz sind in der folgenden Tabelle (Tab. 37) für jeden einzelnen Muskel aufgelistet.

Tab. 37: Korrelation von muskulärer Beanspruchung (iEMG) und Herzfrequenz für alle abgeleiteten Muskeln – Korrelationskoeffizient (r)

Muskeln Gruppe 1	M.tric.brach. r = 0,268	M.bic.brach. r = 0,361	M.gastr.med. r = 0,634	
Muskeln Gruppe 2	M.gastr.lat. r = 0,879	M.vast.lat. r = 0,933	M.vast.med. r = 0,927	
Muskeln Gruppe 3+4	M.glut.max. r = 0,902	M.bic.fem. r = 0,910	M.rect.fem. r = 0,917	M.tib.ant. r = 0,882

Eine geringe bis mittlere Korrelation mit der Herzfrequenz konnte für das iEMG der drei Muskeln aus „Gruppe 1“ statistisch nachgewiesen werden. Das iEMG des M.gastr.lat. und des M.tib.ant. korrelierte mit der Herzfrequenz in hohem Maße. Für das iEMG der anderen Muskeln (M.vast.lat., M.vast.med., M.glut.max., M.bic.fem. und M.rect.fem.) wurde eine sehr hohe Korrelation mit der Herzfrequenz gefunden. Die drei Muskeln aus

„Gruppe 2“ waren weniger für die Kraftübertragung von Bedeutung – zeigten aber einen hohen bis sehr hohen Zusammenhang mit der Herzfrequenz.

Zusammenfassung: Das iEMG der Muskeln aus „Gruppe 1“ (M.tric.brach., M.bic.brach. und M.gastr.med.) wies eine geringe bis mittlere Korrelation mit der Tangentialkraft und den beiden physiologischen Kenngrößen Sauerstoffaufnahme und Herzfrequenz (VO_2 und Hf) auf. Eine mittlere Korrelation mit der Tangentialkraft konnte für das iEMG des M.gastr.lat. („Gruppe 2“) nachgewiesen werden – wohingegen die Korrelation mit den physiologischen Parametern hoch war. Das iEMG der anderen beiden Muskeln aus „Gruppe 2“ korrelierte mit Kraft, VO_2 sowie Hf in hohem Maße. Für das iEMG der vier Muskeln aus „Gruppe 3 und 4“ (M.glut.max., M.bic.fem., M.rect.fem. und M.tib.ant.) konnte eine hohe bzw. sehr hohe Korrelation zur Tangentialkraft und zu den physiologischen Parametern nachgewiesen werden. Auffällig war, dass die drei Muskeln aus „Gruppe 2“ zwar einen geringen relativen Anteil an der Anpassung der gesamten muskulären Beanspruchung an die zunehmende Belastung hatten, dafür aber eine hohe bis sehr hohe Korrelation mit den physiologischen Kenngrößen zeigten.

6.3.3 Muskelaktivität bei wettkampfnaher Belastung

„Unter intermuskulärer Koordination verstehen wir das Zusammenwirken aller an einem sportlichen Bewegungsablauf beteiligten Einzelmuskeln entsprechend ihrer zeitlichen Einsatzfolge und ihrer abgestuften Einsatzintensität.“ [77 S.229] Für die Beschreibung der intermuskulären Koordination während wettkampfnaher Belastung wurden in der Ergebnisauswertung vier Parameter gewählt (modifiziert nach Wittekopf [77]):

- Zuordnung der einzelnen Muskeln zur Bewegungsphase / Funktion während der Kurbelumdrehung
- Beurteilung des Amplituden-Zeitverhaltens (Amplitudenmittelwert und Aktivitätsdauer)
- Erfassung physiologischer Besonderheiten der Muskelaktivität

Die vorliegenden EMG-Amplituden konnten für die Ergebnisauswertung nicht in ihrer absoluten Höhe beurteilt werden (da abhängig von Verstärkungsfaktor, Dicke des Unterhautfettgewebes usw.). Daher wurden die normierten Daten verwendet und die letzte Belastungsstufe mit der zweiten verglichen. Diese Stufen wurden aus folgendem Grund gewählt: Die zweite Belastungsstufe stellte im Stufentest eine geringe Belastung für die Probanden dar (n Mw. = 80 U/min und p Mw. = 145 Watt), welche dem Grundlagenausdauertraining von allen Stufen am nächsten ist. Die zweite Stufe diente als Grundlage, um im Vergleich dazu die Besonderheiten der muskulären Koordination bei hoher Belastung herauszufinden. Da alle Probanden in der letzten Stufe ausbelastet waren und die Trittfrequenz sowie die mechanische Leistung der Wettkampfbelastung (4000m-Verfolgung) in etwa entsprach (n Mw. = 120 U/min und p Mw. = 400 Watt), konnte die sechste Stufe als eine wettkampfnähe Belastung definiert werden.

Die Aktivitätsregionen der acht abgeleiteten Beinmuskeln sind in den folgenden beiden Abbildungen (Abb. 43 und Abb. 44) für die zweite und sechste Belastungsstufe dargestellt. Hier war zu erkennen, dass bestimmte Muskeln ihre Aktivitätsregion bei der wettkampfnähen Belastung im Vergleich zur zweiten Stufe mehr ausdehnten als andere. Es wird hinterfragt, ob bestimmte Muskeln der Bewegungsphase / Funktion in der zweiten Belastungsstufen anders zuzuordnen waren als in der sechsten Stufe. Die statistische Überprüfung erfolgt im Folgenden für die einzelnen Muskeln in der bereits erläuterten Gruppeneinteilung (6.3.1). Hierbei wurden die Aktivitätsdauer und der Amplitudenmittelwert betrachtet, um aus beiden Parametern Schlüsse zum Amplituden-Zeitverhalten der einzelnen Muskeln zu ziehen. Dieser Ergebnisteil beinhaltet zudem die Erfassung von Auffälligkeiten in der elektrischen Muskelaktivität bei wettkampfnäher Belastung.

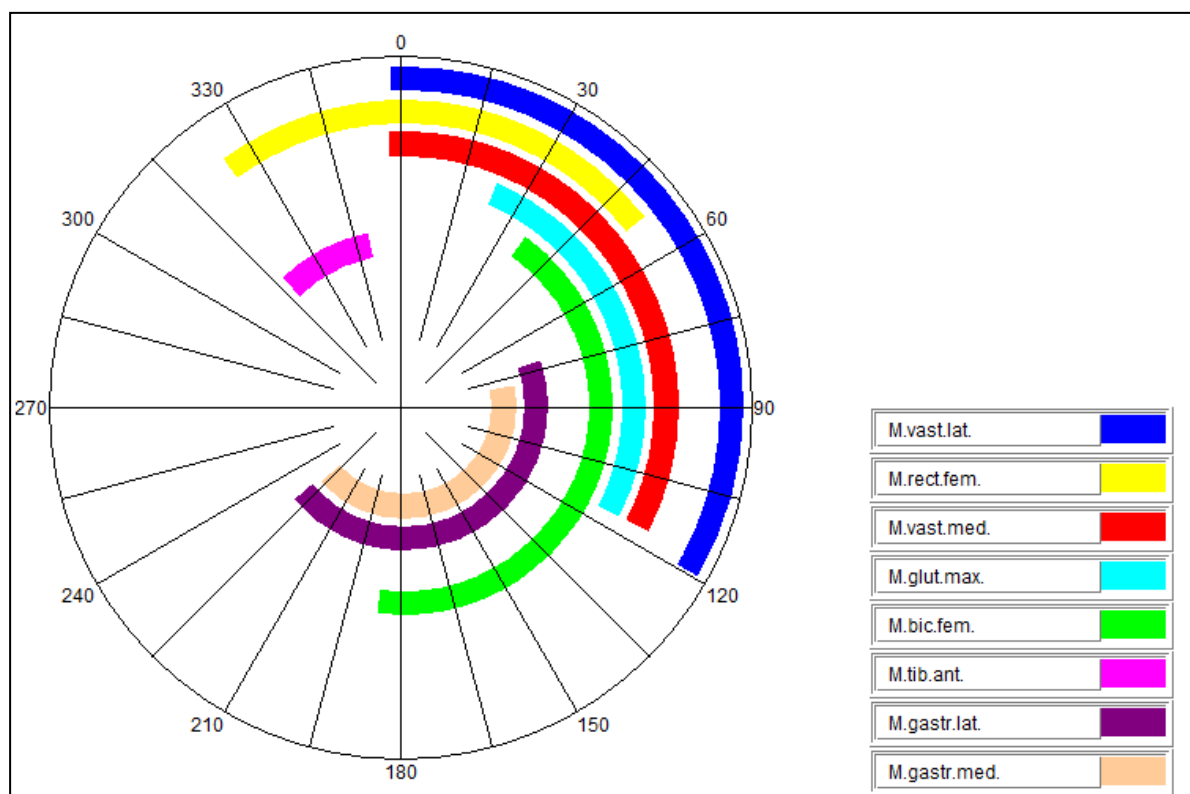


Abb. 43: Aktivitätsregionen der acht abgeleiteten Beinmuskeln – Bahntest Stufe 2, gemittelt über alle Probanden (n=8)

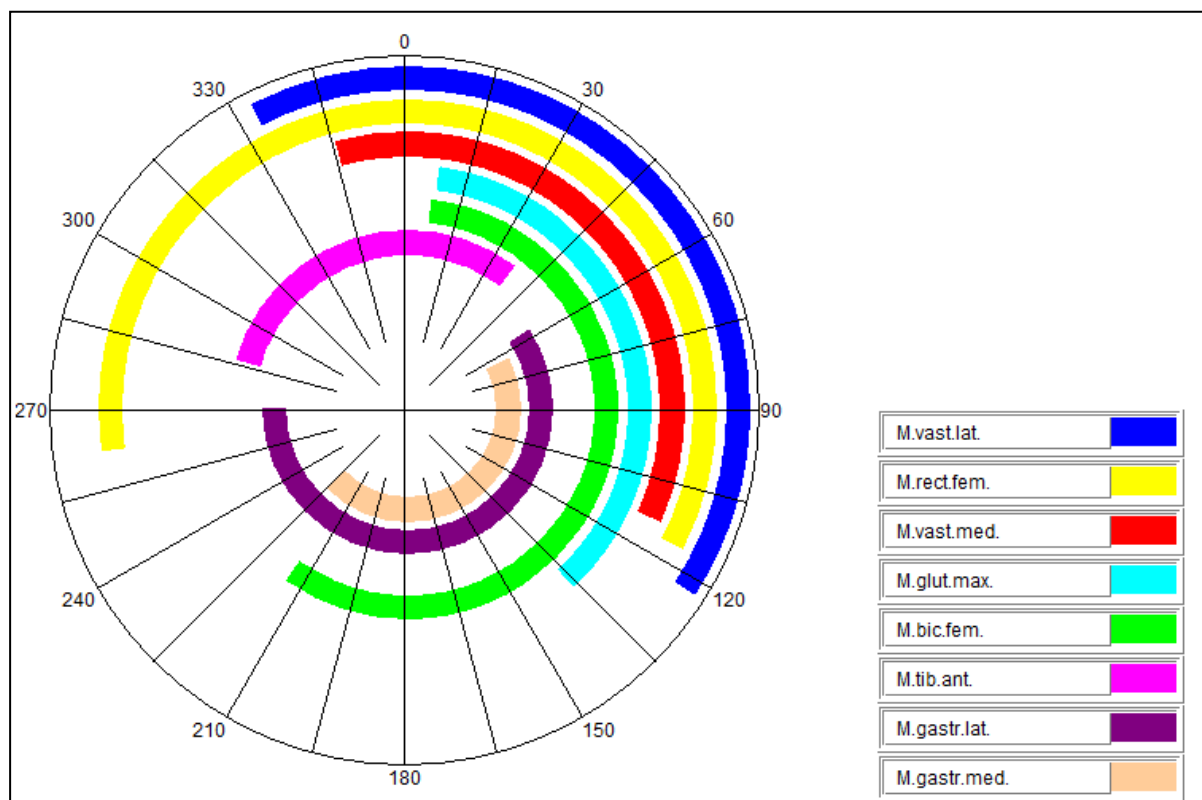


Abb. 44: Aktivitätsregionen der acht abgeleiteten Beinmuskeln – Bahntest Stufe 6, gemittelt über alle Probanden (n=8)

Zuordnung der einzelnen Muskeln zur Bewegungsphase und Funktion während der Kurbelumdrehung: Die Zuordnung der Muskeln zur Bewegungsphase / Funktion erfolgt in Aufteilung in vier Gruppen, wie in Abschnitt 6.3.1. erläutert.

Gruppe 1: Die beiden Oberarmmuskeln waren während des gesamten Tretzyklus aktiv und wurden daher nicht im Polardiagramm dargestellt. Sie leisten kontinuierlich statische Arbeit und bewirken Haltungskräfte. Da die Bewegungskräfte der dynamischen Arbeit Gegenkräfte verursachen, werden die Oberarmmuskeln versteift, um auf dem Fahrrad eine ruhige Position beizubehalten. Dies galt für beide Belastungsstufen. Für den M.gastr.med. ist in den Polardiagrammen (Abb. 43 und Abb. 44) keine veränderte Aktivitätsregion von der zweiten zur sechsten Belastungsstufe erkennbar. Er beugt den Unterschenkel im Knie und streckt den Fuß im Sprunggelenk. Die Absenkbewegung im Fußgelenk überschneidet sich ab ca. 70° bis ca. 120° mit der Streckbewegung im Kniegelenk (Druckphase). Die gleichzeitige Beugewirkung des M.gastr.med. im Kniegelenk müsste die Kniestreckung in dieser Phase behindern. Ab ca. 170° unterstützt er die Beugebewegung im Kniegelenk, um das Pedal nach hinten (entgegen der Bewegungsrichtung) zu bewegen (Zugphase). Der M.gastr.med. war in beiden Belastungsstufen als Druckmuskel (Absenkbewegung im Fußgelenk) und Zugmuskel (Beugebewegung im Kniegelenk) aktiv.

Gruppe 2: Der äußere Anteil des M. gastrocnemius (M.gastr.lat.) übernimmt beim Pedalieren die gleiche Funktion, wie der innere Anteil (M.gastr.med.). Auch bei ihm änderte sich die Aktivitätsregion von der zweiten zur letzten Stufe kaum. Er wirkte in beiden Belastungsstufen wie der M.gastr.med. Die Unterschenkelstrecker M.vast.med. und M.vast.lat. (Mm. vastii) arbeiteten in der Schub- und Druckphase. In der Schubphase der sechsten Belastungsstufe begann der M.vast.med. um ca. 15° und der M.vast.lat. um ca. 30° eher als bei niedriger Belastung. Der Aktivitätsbeginn der beiden Muskeln lag somit bei wettkampfnaher Belastung deutlich vor dem oberen Totpunkt (0°). Die Mm. vastii agierten als Druckmuskel.

Während hoher Belastung waren sie mehr an der Überwindung des oberen Totpunktes beteiligt – die Streckung des Kniegelenkes setzte hier somit im Vergleich zu niedriger Belastung eher ein.

Gruppe 3: Nach der Überwindung des oberen Totpunktes streckte der M.glut.max. den Oberschenkel im Hüftgelenk und drückte ihn dabei nach unten. Die Streckung im Knie- und Hüftgelenk erfolgte somit gleichzeitig. Im Polardiagramm der sechsten Belastungsstufe (Abb. 44) ist zu erkennen, dass der M.glut.max. seine Aktivitätsregion im Vergleich zur zweiten Stufe etwas ausweitete. Er war als Druckmuskel aktiv (Ende der Schubphase und Druckphase). Der M.bic.fem. streckt im Hüftgelenk und beugt im Kniegelenk. Die Aktivität zur Streckung des Hüftgelenkes ist in beiden Polardiagrammen während der Druckphase zu erkennen. Die Bedeutung des Muskels scheint in der Zugphase bei hoher Belastung zuzunehmen, denn in Abb. 44 agierte der M.bic.fem. weit über den unteren Totpunkt (180°) hinaus. Die Beugung im Kniegelenk bewirkt das Ziehen des Pedals entgegen der Bewegungsrichtung über den unteren Totpunkt. Der M.bic.fem. fungierte bei beiden Belastungsstufen als Druckmuskel (Druckphase) und besonders bei wettkampfnaher Belastung auch als Zugmuskel (Zugphase).

Gruppe 4: Der M.rect.fem. hat zwei Funktionen: die Streckung im Kniegelenk und die Beugung im Hüftgelenk. Im Polardiagramm der hohen Belastung (Abb. 44) wird deutlich, dass der Muskel während der Hubphase die Beugung des Hüftgelenkes bewirkte und die Mm. vastii synergistisch bei der Kniestreckung in der Druckphase unterstützte. In beiden Belastungsstufen war er an der Überwindung des oberen Totpunktes maßgebend beteiligt. Auffällig war die Vergrößerung der Aktivitätsregion des M.rect.fem. während wettkampfnaher Belastung. Die Ausdehnung der Beugung (Zugphase) und der Streckung (Druckphase) nahm hier deutlich zu. Bei niedriger Belastung diente der M.rect.fem. vorrangig der Überwindung des oberen Totpunktes (Schubphase) – wohingegen seine Funktion als Druckmuskel in der Druckphase und als Zugmuskel in der Hubphase bei

wettkampfnaher Belastung sehr deutlich wurde. Die Dorsalflexion (Heben des Fußrückens) bewirkt der M.tib.ant., er zieht den Fuß mit dem Pedal nach oben. Auch dieser Muskel weitete seine Aktivitätsregion bei hoher Belastung deutlich aus. Insbesondere die Verlängerung der Aktivitätszeit über den oberen Totpunkt hinweg ist in Abb. 44 zu erkennen. Die Muskelaktivität begann zudem in der sechsten Stufe im Vergleich zur zweiten Stufe eher. Der M.tib.ant. gewinnt bei hoher Belastung als Zugmuskel (Hub- und Schubphase) an Bedeutung. Während der niedrigen Belastung (Abb. 43) zeigte sich in der Zugphase eine deutliche Aktivitätslücke der abgeleiteten Beinmuskeln. Diese Lücke schloss sich zwar bei der wettkampfnahen Belastung (Abb. 44) nicht – wurde aber kleiner. Im Polardiagramm aus Abb. 44 wird deutlich, dass in dem Moment, wo die Aktivitätslücke (ca. 225-260°) des linken Beines auftritt – gleichzeitig die Hauptaktivität des rechten Beines liegen müsste.

Statistische Überprüfung des Amplituden-Zeitverhaltens während der zweiten und sechsten Belastungsstufe: Der Aktivitätsverlauf während der Kurbelumdrehung ist im folgenden Diagramm für die Muskeln der „Gruppe 1“ für die zweite und sechste Belastungsstufe abgebildet. Es folgt die statistische Überprüfung – dargestellt in den Diagrammen (Abb. 46 und Abb. 47) und in der Tabelle (Tab. 38). Für die anderen drei Gruppen werden die Ergebnisse gleichermaßen vorgestellt.

Gruppe 1: Physiologische Besonderheiten der elektrischen Muskelaktivität fielen beim M.tric.brach. und M.gastr.med. auf: bei der Aktivitätskurve des M.tric.brach. werden im Diagramm (Abb. 45) zwei Amplitudenhöhepunkte deutlich. Der erste lag kurz vor dem unteren und der zweite kurz vor dem oberen Totpunkt. Bei hoher Belastung verschob sich der Beginn der Höhepunkte tendenziell etwas nach vorn. Der Muskel scheint bei der Vorbereitung der Totpunktüberwindung eine besondere Rolle in der Stabilisierung des Systems übernommen zu haben. Eine kleine Aktivierung nach der Hauptaktion ließ sich beim M.gastr.med. bei ca. 120° erkennen. Diese Nachaktivierung erfolgte im Bereich, wo kein anderer Beinmuskel aktiv war (Aktivitätslücke).

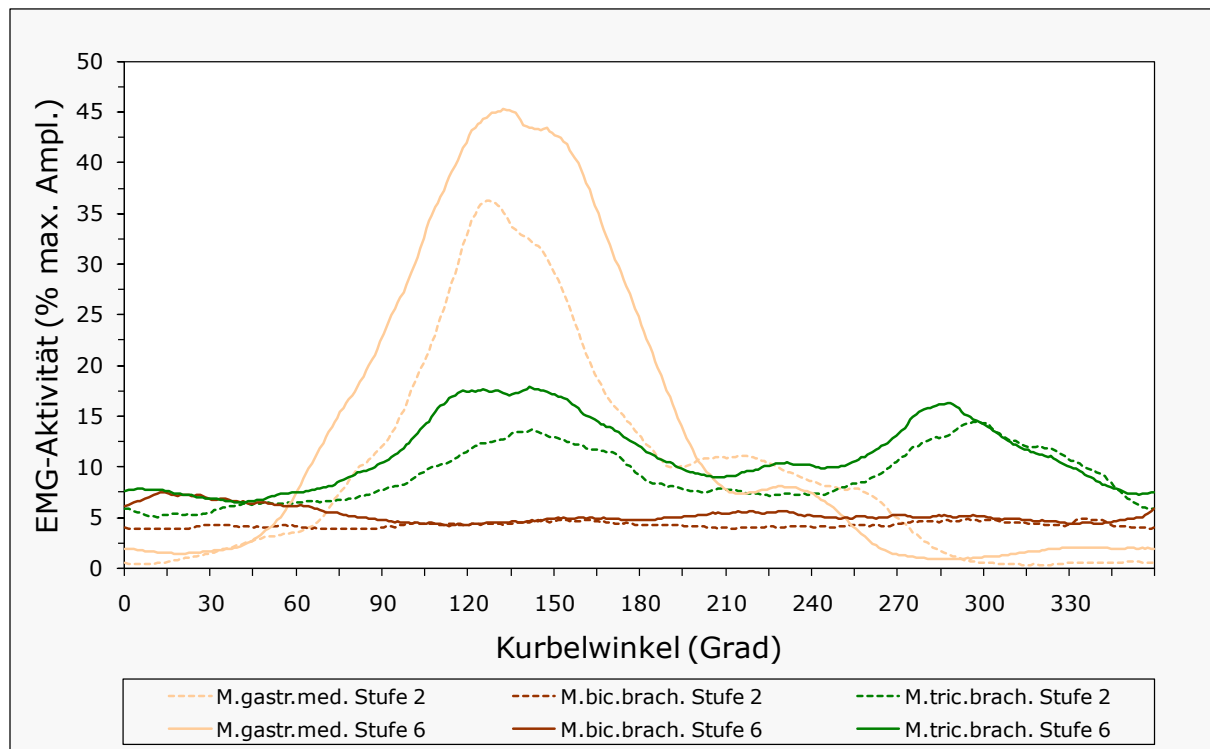


Abb. 45: EMG-Aktivität der Muskeln aus „Gruppe 1“ für die zweite (Stufe 2 gestrichelte Linie) und sechste Belastungsstufe (Stufe 6 durchgezogene Linie), gemittelt über die Probanden (n=8)

Der Amplitudenmittelwert (mittlere EMG-Aktivität) unterschied sich für die beiden Oberarmmuskeln nicht signifikant (Abb. 46 und Tab. 38). Für den M.gastr.med. war der Amplitudenmittelwert in der sechsten Stufe signifikant, aber geringfügig höher (Differenz = 7,1%). Keine signifikanten Un-

terschiede konnten für die Muskeln der „Gruppe 1“ im Vergleich der Aktivitätsdauer – niedrige vs. hohe Belastung – nachgewiesen werden (Abb. 47 und Tab. 38).

Tab. 38: Mittlere EMG-Aktivität im Aktivitätsbereich (Ampl.) in Prozent der maximalen Amplitude sowie Aktivitätsdauer (Dauer) in Prozent des Kurbelkreises, „Gruppe 1“ (n=8)

	M.gastr.med.		M.bic.brach.		M.tric.brach.	
	Stufe 2 *	Stufe 6 *	Stufe 2 *	Stufe 6 *	Stufe 2 *	Stufe 6 *
Ampl. [%]	20,6 ± 3,3	27,7 ± 4,6	4,3 ± 2,2	5,3 ± 2,3	9,1 ± 3,1	11,3 ± 3,4
Dauer [%]	44,6 ± 14,2	49,9 ± 8,6	100,0 ± 0,0	100,0 ± 0,0	100,0 ± 0,0	100,0 ± 0,0

*(Mw. ± SD)

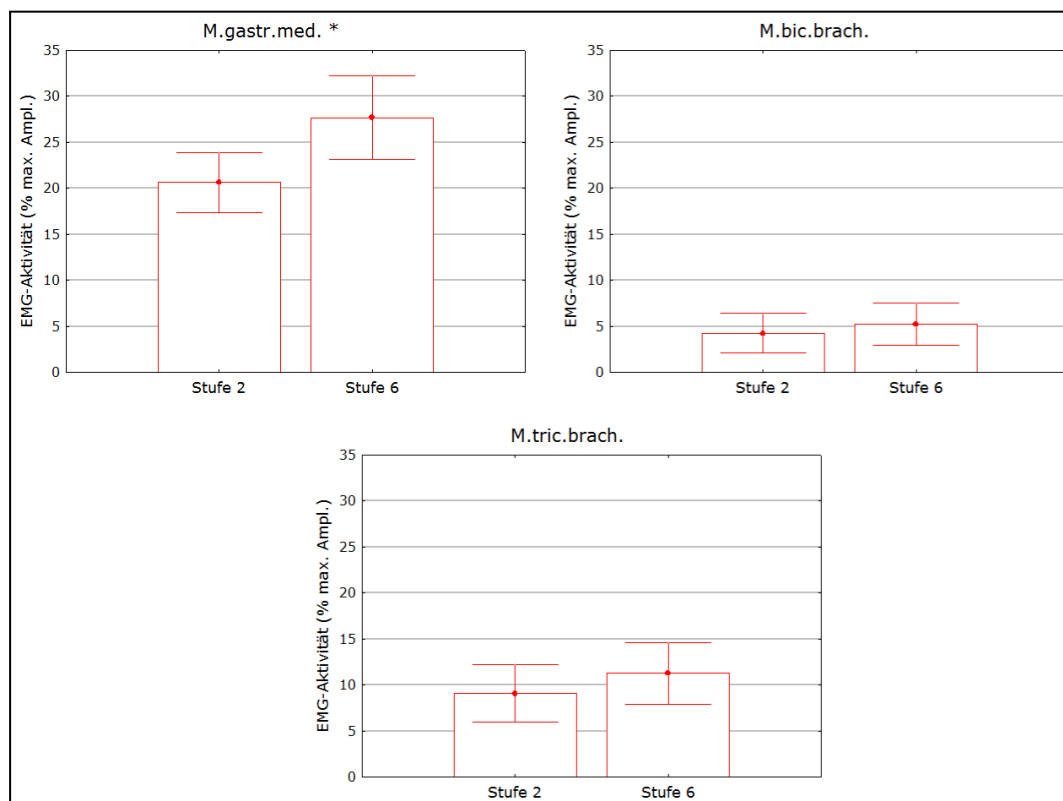


Abb. 46: Mittlere EMG-Aktivität im Aktivitätsbereich, „Gruppe 1“, (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert ± SD, * p<0,05), gemittelt über die Probanden (n=8)

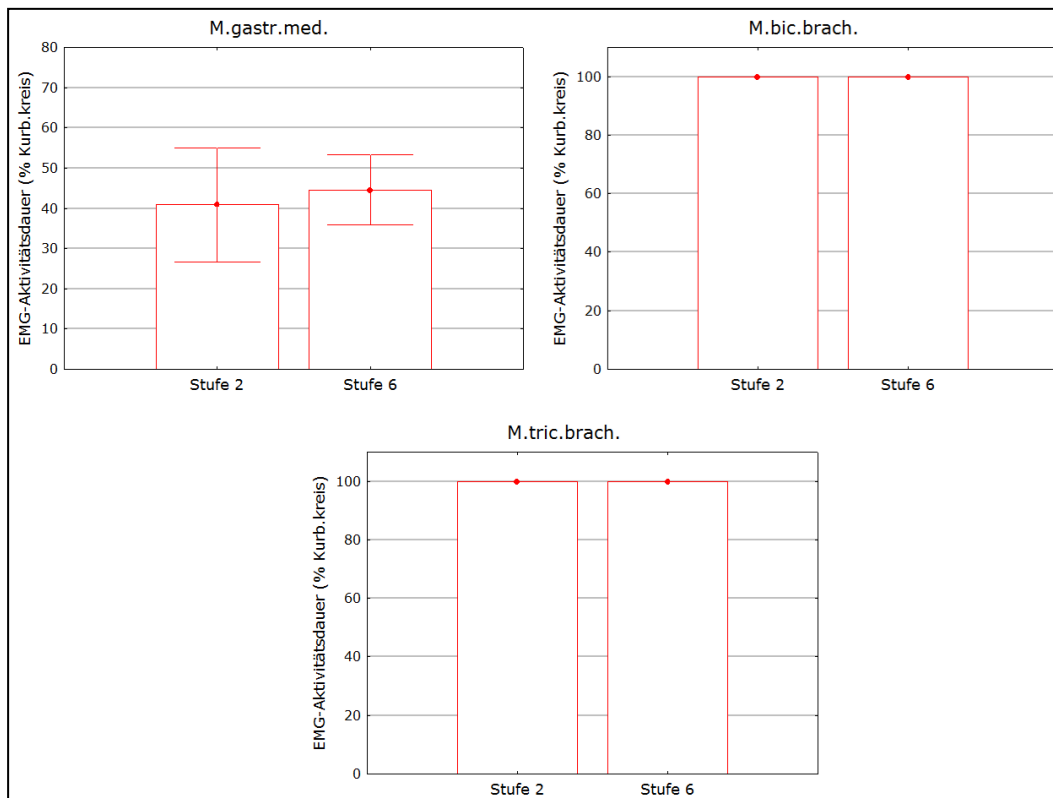


Abb. 47: EMG-Aktivitätsdauer, „Gruppe 1“, (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm SD, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden ($n=8$)

Gruppe 2: Physiologische Besonderheiten der elektrischen Muskelaktivität wurden in dieser Gruppe nur beim M.gastr.lat. deutlich (Abb. 48): Einem hohen Amplitudenhöhepunkt folgte ein niedrigerer. Dies war in der Funktion des Muskels als Fußstrecker und Beuger des Unterschenkels im Kniegelenk begründet. Die Gewichtung lag insbesondere bei der hohen Belastung (Stufe 6) auf der Absenkung des Fußes. Die kleinere Nachaktivierung des M.gastr.lat. diente wie beim M.gastr.med. dazu, das Pedal in der Zugphase nach hinten und dann nach oben zu bewegen.

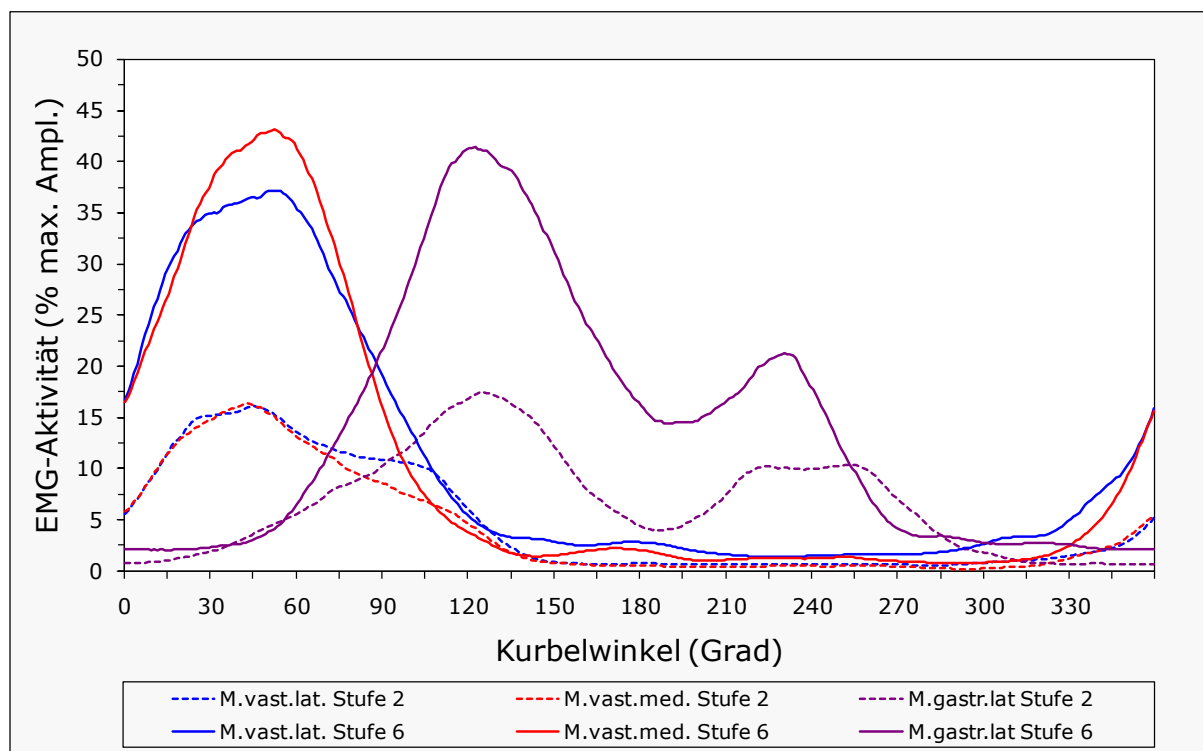


Abb. 48: EMG-Aktivität der Muskeln aus „Gruppe 2“ für die zweite (Stufe 2 gestrichelte Linie) und sechste Belastungsstufe (Stufe 6 durchgezogene Linie), gemittelt über die Probanden (n=8)

Der Amplitudenmittelwert aller Muskeln der „Gruppe2“ erreichte in der sechsten Belastungsstufe einen signifikant höheren Wert als in der zweiten Stufe (Abb. 49 und Tab. 39). Die Erhöhung betrug zwischen 10,1 und 12,1 Prozent. Auch die Aktivitätsdauer erhöhte sich bei den Muskeln der „Gruppe 2“ in der sechsten Belastungsstufe signifikant (Abb. 50 und Tab. 39). Der M.vast.med. zeigte eine geringe Erhöhung von 2,4 Prozent. Die Aktivität der anderen beiden Muskeln dauerte in der sechsten Stufe um 7,6 Prozent (M.vast.lat.) bzw. 15,7 Prozent (M.gastr.lat.) länger.

Tab. 39: Mittlere EMG-Aktivität im Aktivitätsbereich (Ampl.) in Prozent der maximalen Amplitude sowie Aktivitätsdauer (Dauer) in Prozent des Kurbelkreises, „Gruppe 2“, gemittelt über die Probanden (n=8)

	M.vast.lat.		M.vast.med.		M.gastr.lat.	
	Stufe 2 *	Stufe 6 *	Stufe 2 *	Stufe 6 *	Stufe 2 *	Stufe 6 *
Ampl. [%]	12,2 ± 1,4	23,5 ± 4,2	14,1 ± 2,0	26,2 ± 5,9	11,9 ± 2,9	22,0 ± 4,1
Dauer [%]	33,9 ± 4,5	41,5 ± 8,0	33,4 ± 5,6	35,8 ± 3,1	43,5 ± 17,1	59,2 ± 10,2

*(Mw. ± SD)

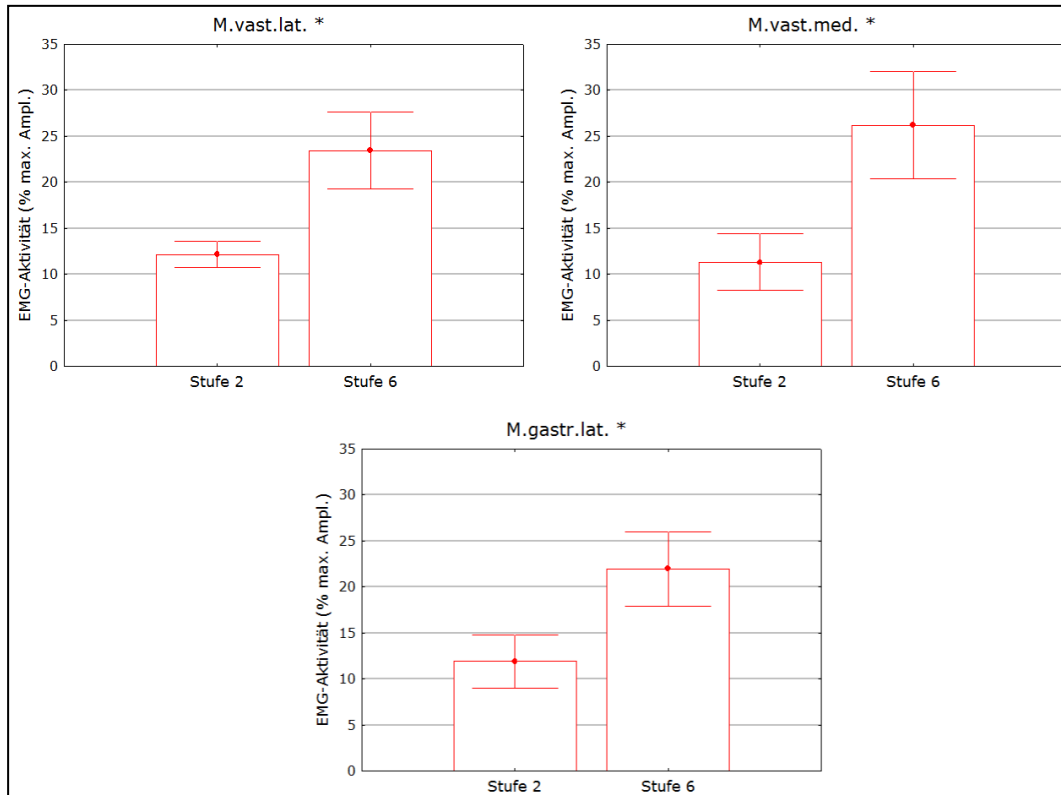


Abb. 49: Mittlere EMG-Aktivität im Aktivitätsbereich, „Gruppe 2“, (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm SD, * $p < 0.05$), gemittelt über die Probanden ($n=8$)

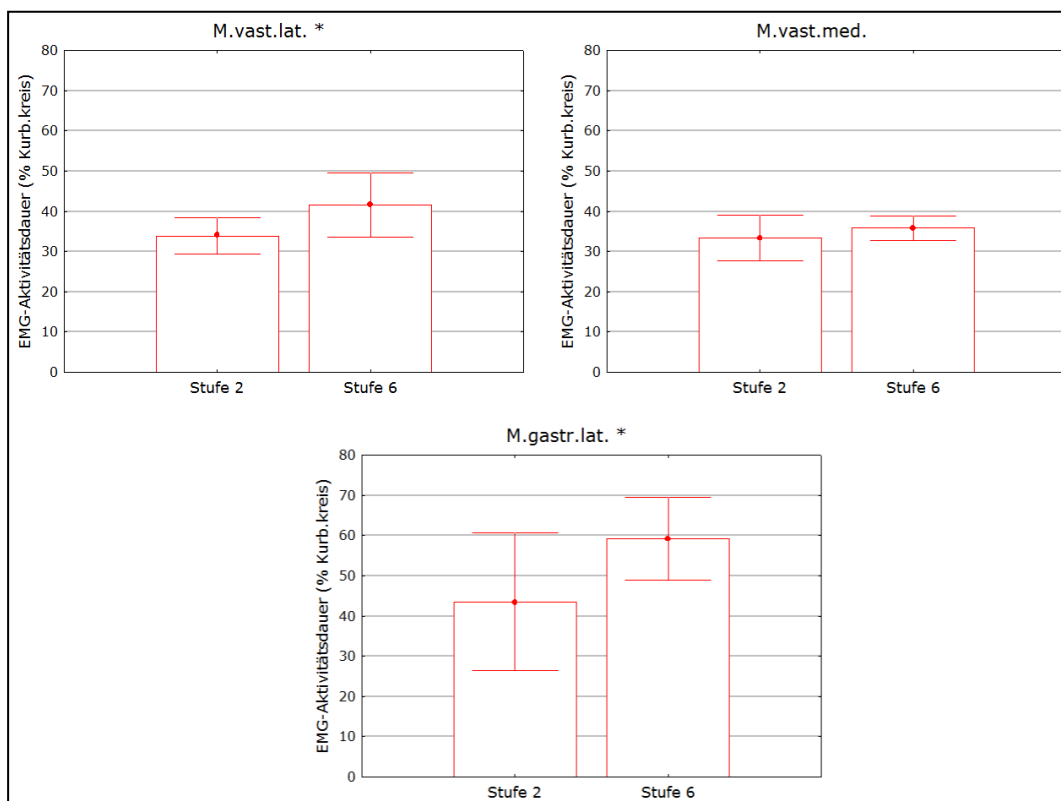


Abb. 50: EMG-Aktivitätsdauer, „Gruppe 2“, (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm SD, * $p < 0.05$), gemittelt über die Probanden ($n=8$)

Gruppe 3: Keine physiologische Besonderheiten im EMG zu finden.

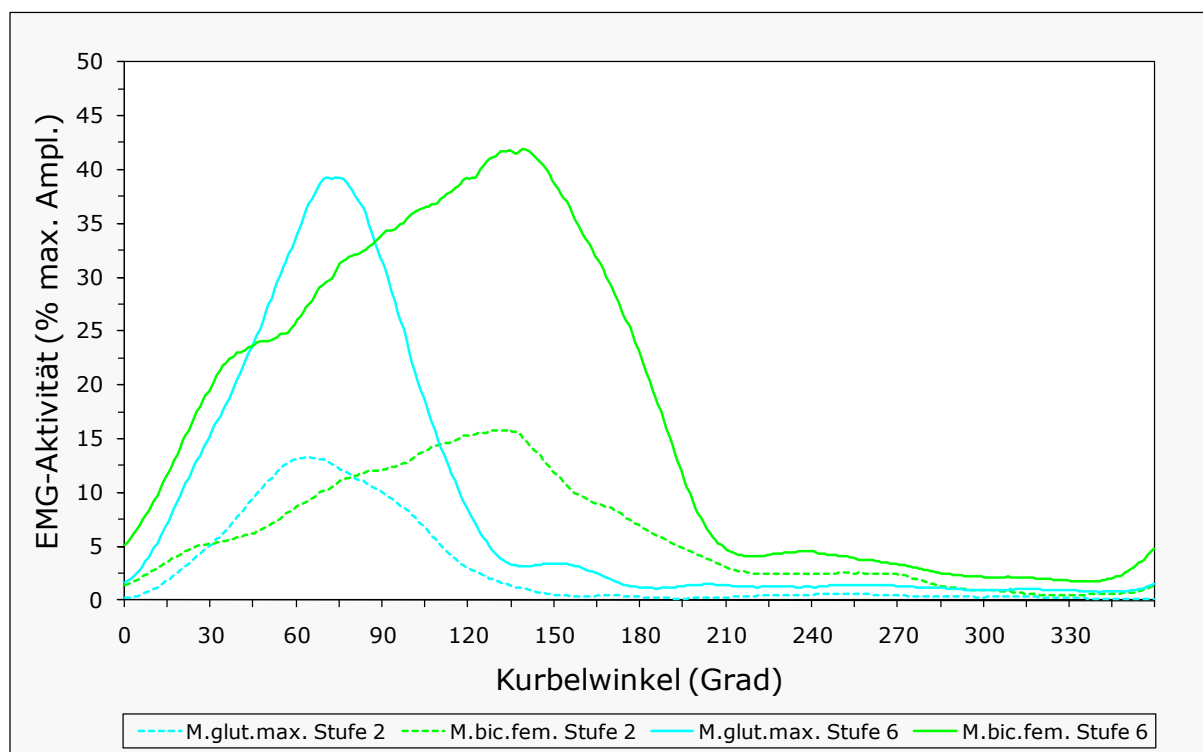


Abb. 51: EMG-Aktivität der Muskeln aus „Gruppe 3“ für die zweite (Stufe 2 gestrichelte Linie) und sechste Belastungsstufe (Stufe 6 durchgezogene Linie), gemittelt über die Probanden (n=8)

Der M.glut.max. und der M.bic.fem. erhöhten in der sechsten Belastungsstufe den Amplitudenmittelwert im Vergleich zur zweiten Stufe signifikant (Abb. 52 und Tab. 40). Die Erhöhung betrug beim M.glut.max. 11,6 Prozent und beim M.bic.fem. 15,8 Prozent. Die Dauer der Muskelaktivität änderte sich bei den beiden Muskeln der „Gruppe 3“ um 9,9 Prozent (M.glut.max.) bzw. 15,9 Prozent (M.bic.fem.) signifikant (Verlängerung in Stufe 6) (Abb. 53 und Tab. 40).

Tab. 40: Mittlere EMG-Aktivität im Aktivitätsbereich (Ampl.) in Prozent der maximalen Amplitude sowie Aktivitätsdauer (Dauer) in Prozent des Kurbelkreises, „Gruppe 3“, gemittelt über die Probanden (n=8)

	M.glut.max.		M.bic.fem.	
	Stufe 2 *	Stufe 6 *	Stufe 2 *	Stufe 6 *
Ampl. [%]	9,4 ± 2,0	21,0 ± 3,2	11,5 ± 2,6	27,3 ± 3,2
Dauer [%]	26,0 ± 4,4	35,9 ± 4,8	41,9 ± 9,6	57,8 ± 5,1

*(Mw. ± SD)

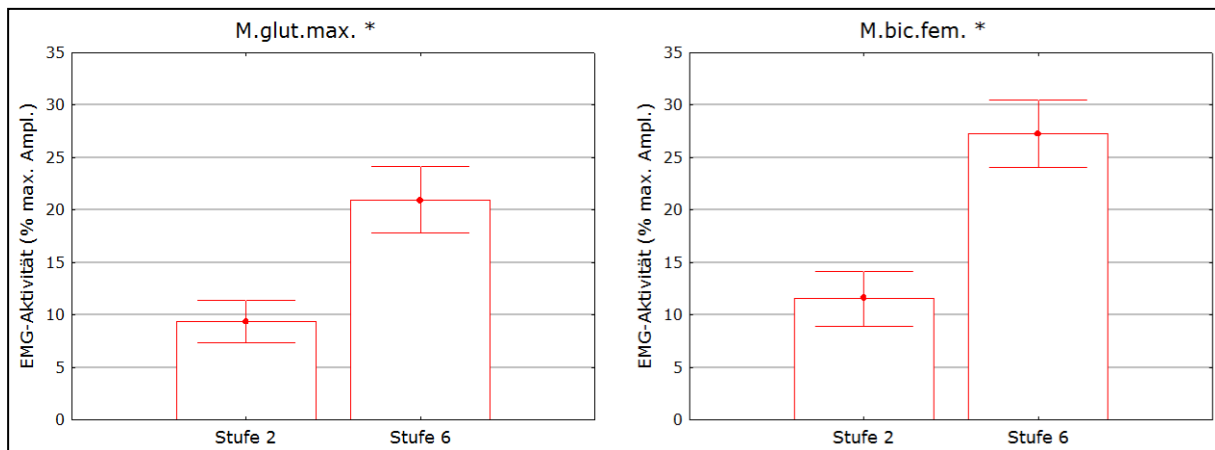


Abb. 52: Mittlere EMG-Aktivität im Aktivitätsbereich, „Gruppe 3“, (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm Standardabweichung, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden ($n=8$)

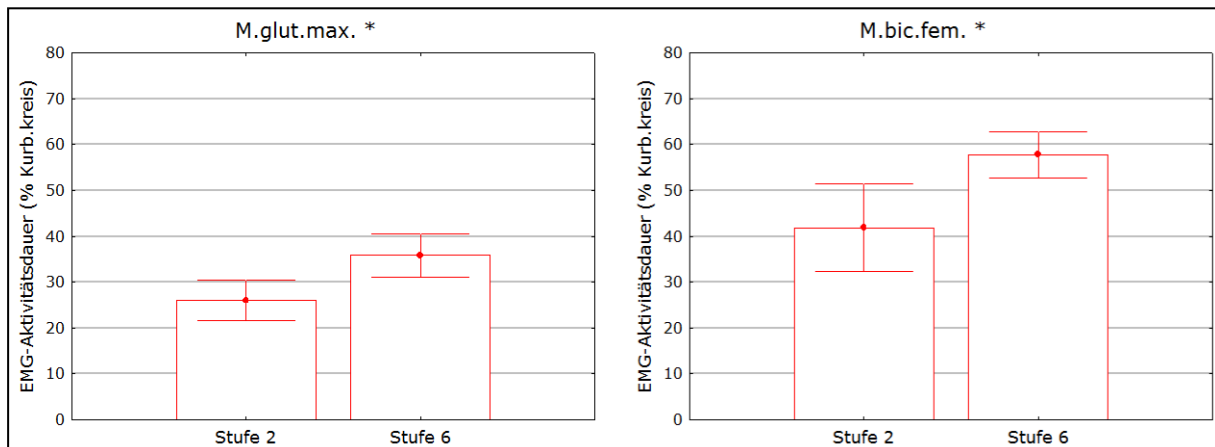


Abb. 53: EMG-Aktivitätsdauer, „Gruppe 3“, (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm Standardabweichung, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden ($n=8$)

Gruppe 4: Physiologische Besonderheiten im EMG wurden in dieser Gruppe beim M.tib.ant. deutlich: Hier zeigte sich insbesondere bei hoher Belastung eine Vorinnervationsphase während und nach dem unteren Totpunkt (180°). Diese Voraktivierung vor dem Beginn der eigentlichen Aktivität ist für die Realisierung schnellkräftiger, explosiver Aktionen von Bedeutung (Schaffung einer optimalen Innervationsbasis – z.B. Sensibilisierung der Muskelspindel und Elastizitätseinstellung [vgl. 64]). Der M.tib.ant. war in der sechsten Belastungsstufe im Vergleich zu den anderen Muskeln nur kurz aktiv. Eine kurze, schnellkräftige Aktivierung mit Vorinnervation wurde zur Überwindung des oberen Totpunktes vom M.tib.ant. realisiert.

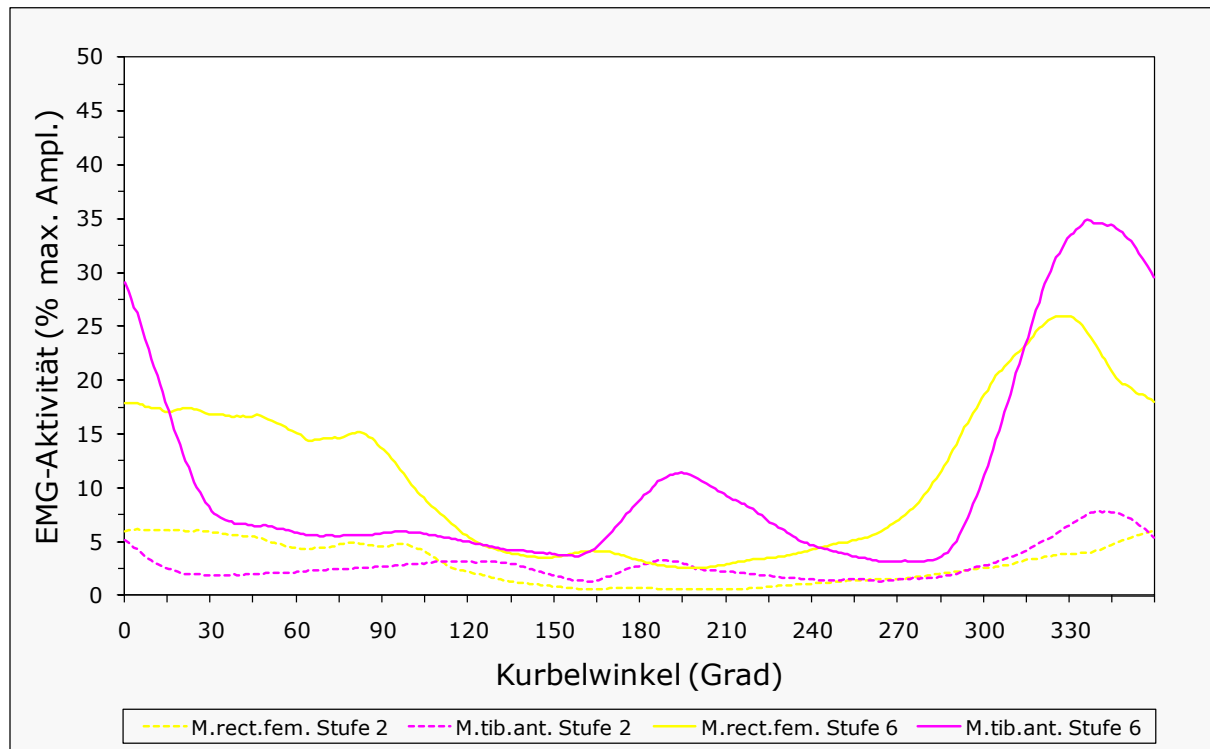


Abb. 54: EMG-Aktivität der Muskeln aus „Gruppe 4“ für die zweite (Stufe 2 gestrichelte Linie) und sechste Belastungsstufe (Stufe 6 durchgezogene Linie), gemittelt über die Probanden (n=8)

Die Muskeln der „Gruppe 4“ erhöhten ihre mittlere EMG-Aktivität bei der hohen Belastung (Stufe 6) im Vergleich zur niedrigen Belastung (Stufe 2) signifikant um 10,3 Prozent (M.rect.fem.) bzw. 15,9 Prozent (M.tib.ant.) (Abb. 55 und Tab. 41). Eine auffällige Verlängerung der Aktivitätsdauer wurde für die beiden Muskeln der „Gruppe 4“ nachgewiesen (Abb. 56 und Tab. 41). So erhöhte der M.rect.fem. die Aktivitätsdauer in der sechsten Belastungsstufe um 35,5 Prozent und der M.tib.ant. um 22,3 Prozent.

Tab. 41: Mittlere EMG-Aktivität im Aktivitätsbereich (Ampl.) in Prozent der maximalen Amplitude sowie Aktivitätsdauer (Dauer) in Prozent des Kurbelkreises, „Gruppe 4“, gemittelt über die Probanden (n=8)

	M.rect.fem.		M.tib.ant.	
	Stufe 2 *	Stufe 6 *	Stufe 2 *	Stufe 6 *
Ampl. [%]	6,6 ± 2,3	16,9 ± 5,5	8,6 ± 3,4	24,5 ± 4,6
Dauer [%]	24,3 ± 9,2	59,8 ± 9,5	8,6 ± 6,3	30,9 ± 15,9

*(Mw. ± SD)

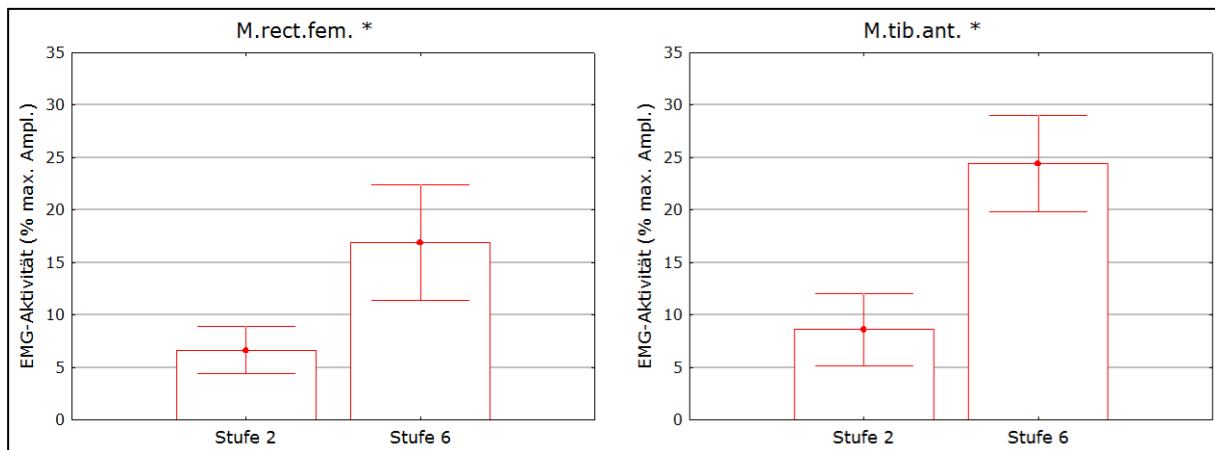


Abb. 55: Mittlere EMG-Aktivität im Aktivitätsbereich, „Gruppe 4“, (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm Standardabweichung, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden ($n=8$)

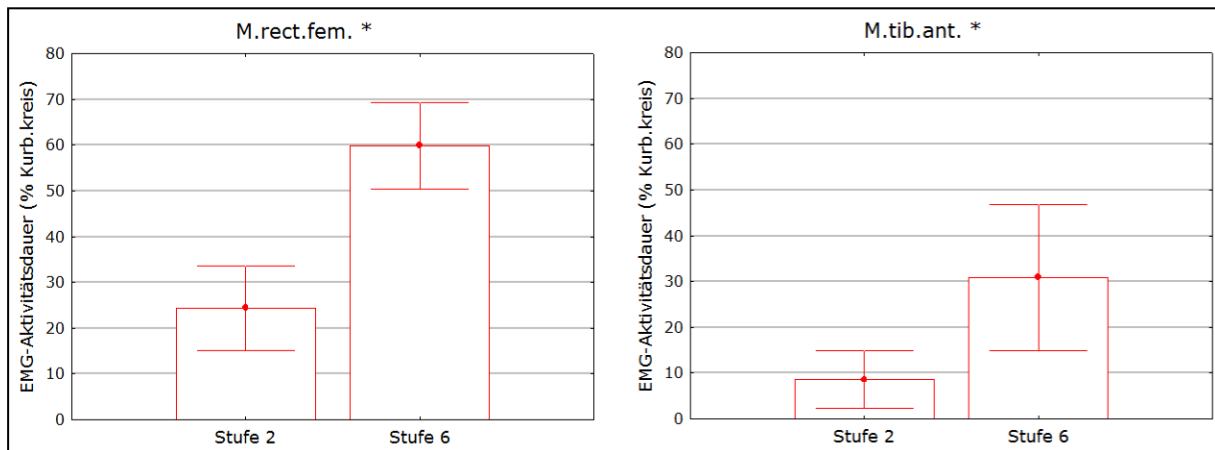


Abb. 56: EMG-Aktivitätsdauer, „Gruppe 4“, (Box-Plot Mittelwert, Whisker Mittelwert \pm Standardabweichung, * $p < 0,05$), gemittelt über die Probanden ($n=8$)

Zusammenfassung: In der folgenden Tabelle (Tab. 42) sind die Differenzen für den Amplitudenmittelwert und die Aktivitätsdauer im Vergleich zweite vs. sechste Belastungsstufe angegeben. In dieser Tabelle wird deutlich, wie die einzelnen Muskeln ihre EMG-Aktivität änderten. Bei einigen Muskeln veränderte sich das Amplituden-Zeitverhalten nur geringfügig, während bei anderen eine Anpassung an die höhere Belastung über die Dauer oder/und die Amplitude erfolgte. Bei den Muskeln aus „Gruppe 1“ (M.gastr.med., M.bic.brach. und M.tric.brach.) stieg die mittlere Amplitude nur geringfügig und die Aktivitätsdauer gar nicht oder wenig. Bei den Mm. vastii (Gruppe 2) erhöhte sich die Dauer der Muskelaktivität gering

und die mittlere Amplitude im Vergleich dazu etwas stärker. Beim M.gastr.lat nahm vorrangig die Aktivitätsdauer zu. Beide Parameter (Amplitude und Dauer) stiegen bei den Muskeln der „Gruppe 3“ (M.glut.max. und M.bic.fem.) jeweils fast gleich. Dahingegen lag die Gewichtung bei den Muskeln der „Gruppe 4“ (M.rect.fem. und M.tib.ant.) deutlich auf der Erhöhung der Aktivitätsdauer – wobei gleichzeitig die Amplitude größer wurde. Beim M.tib.ant. fiel eine Voraktivierungsphase auf, welche für eine Realisierung schnellkräftiger Bewegungen bedeutend ist.

Tab. 42: Differenzen zwischen der ersten und sechsten Belastungsstufe für die mittlere EMG-Aktivität im Aktivitätsbereich (Ampl.) in Prozent der maximalen Amplitude sowie für die Aktivitätsdauer (Dauer) in Prozent des Kurbelkreises, gemittelt über alle Probanden (n=8)

Gruppe	Muskel	Diff. Ampl. [%]	Diff. Dauer [%]
1	M.gastr.med.	7,1*	5,3
	M.bic.brach.	1,0	0,0
	M.tric.brach.	2,2	0,0
2	M.vast.lat.	11,3*	7,6*
	M.vast.med.	12,1*	2,4*
	M.gastr.lat.	10,1*	15,7*
3	M.glut.max.	11,6*	9,9*
	M.bic.fem.	15,8*	15,9*
4	M.rect.fem.	10,3*	35,5*
	M.tib.ant.	15,9*	22,3*

*(p < 0,05)

6.3.4 Tangentialkraft bei wettkampfnaher Belastung

Das biomechanische Optimum des Krafteinsatzes (Kraftarm entspricht immer dem Kurbelarm) während der Tretbewegung existiert nur in der Theorie – physiologische Voraussetzungen werden hierbei nicht berücksichtigt. Für den Kraft-Winkel-Kurvenverlauf gibt es kein Technikleitmodell. Die Beurteilung des Krafteinsatzes konnten lediglich mit Hilfe von spezifischen Parametern für die Analyse der Kraft-Winkel-Kurven erfolgen, welche Verbesserungen im Vortrieb bewirken [vgl. 27].

Das folgende Diagramm (Abb. 57) zeigt den Tangentialkraftkurvenverlauf der zweiten und sechsten Belastungsstufe im Bezug zum Kurbelkreis.

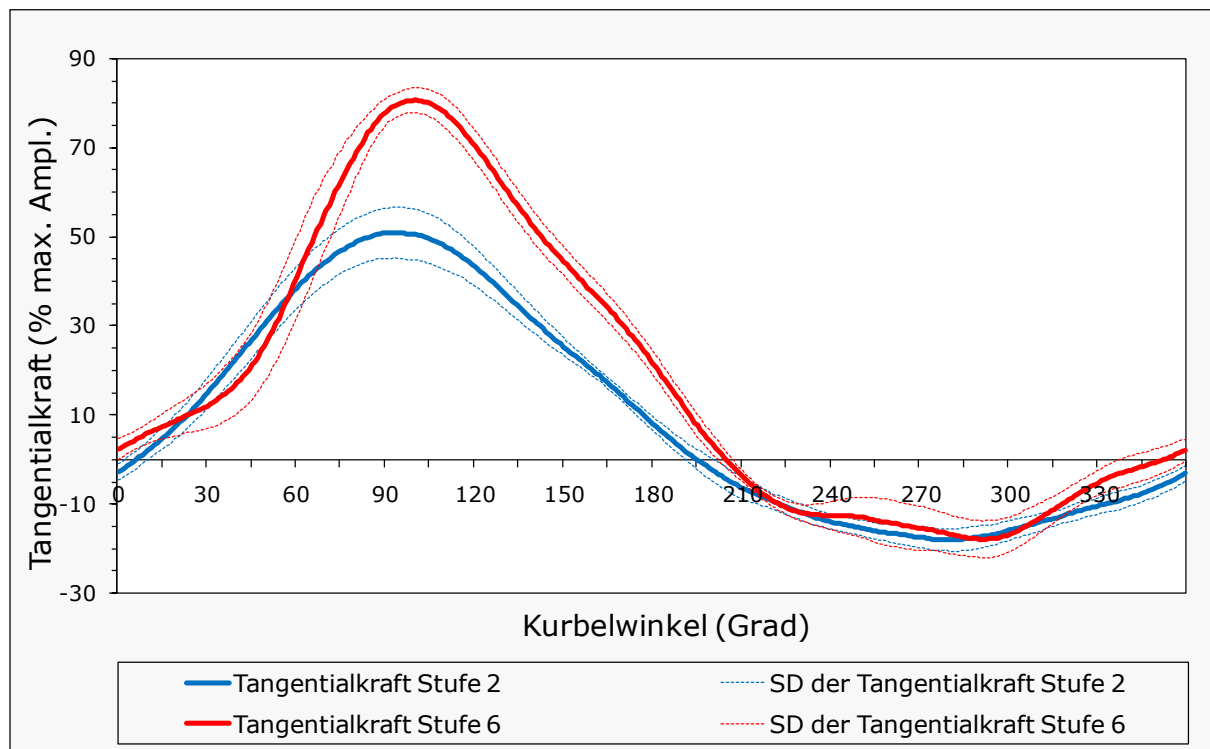


Abb. 57: Tangentialkraft-Winkel-Kurve mit Standardabweichung (SD) für die zweite (Stufe 2) und sechste Belastungsstufe (Stufe 6), gemittelt über alle Probanden (n=8)

Folgende Veränderungen der Kraft-Winkel-Kurve lassen sich im Diagramm (Abb. 57) im Vergleich zweite (niedrige Belastung – entspricht in etwa dem Grundlagenausdauerbereich) vs. sechste Stufe (lag nahe der Wettkampfbelastung) erkennen:

- Im Bereich des oberen Totpunktes (0°) erreichten die Kraftwerte in der sechsten Stufe höhere Werte (geringere Bremswirkung) als bei niedriger Belastung. Es erfolgte aber auch hier keine vollständige Entlastung des Pedals.
- Die Kraft-Winkel-Kurve stieg bei hoher Belastung steiler an als bei niedriger.
- Einen deutlich höheren Wert nahm das Kraftmaximum in der sechsten Stufe an.
- Das Integral des negativen Tangentialkraft-Winkel-Kurvenbereichs unterschied sich kaum – wohingegen das Integral des positiven Tangentialkraft-Winkel-Kurvenbereichs in der sechsten Stufe deutlich größer als in der zweiten Stufe war.

- Der Hauptanteil des Vortriebs wurde unabhängig von der Belastungsstufe während der Abwärtsbewegung des Pedals erzeugt – in der Hubphase (Aufwärtsbewegung des Pedals) traten keine positiven Tangentialkräfte auf.

Um die Effektivität des Krafteinsatzes bei der Tretbewegung zu beurteilen, wird in der Literatur meist der mechanische Wirkungsgrad genutzt. Dieser ergibt sich aus dem Verhältnis von positiver vortriebswirksamer Kraft (Tangentialkraft) zu resultierender Kraft (ergibt sich aus Tangential- und Radialkraft). Der Wirkungsgrad ist im mechanischen Sinne optimal (100%), wenn alle vom Athleten erzeugten Kräfte in Vortrieb übergehen. Da in der vorliegenden Arbeit nur die Tangentialkraft (vortriebswirksame Kraft) gemessen wurde, konnte der mechanische Wirkungsgrad nicht bestimmt werden. Die Effektivität des Tangentialkrafteinsatzes konnte jedoch als Kriterium für die Qualität des Krafteinsatzes während der Kurbelumdrehung berechnet werden. Da die Radialkraft (Verlustkraft) bei Radsportlern aus dem Hochleistungsbereich sehr gering ist und mit zunehmender Belastung abnimmt, können durchaus Aussagen zur Effektivität des Krafteinsatzes über die Beurteilung der Tangentialkraft erfolgen (27, 70, 72). Gregor [20] unterteilt die Kraft-Winkel-Kurve in eine "produktive" (Kurbelarbeit in Uhrzeigersinn) und eine "kontraproduktive" (Kurbelarbeit gegen Uhrzeigersinn) Region (Abb. 58): „Productive region is positiv work performed to drive the crank in a clockwise direction while the counterproductive region (during recovery) represents work done against the crank it rotate it in an anticlockwise direction.“ [20] Er beschreibt eine effektive (vortriebswirksame) und eine ineffektive (vortriebshemmende) Kraftkomponente, aus dessen Verhältnis sich der Effektivitätsindex ergibt: „An effective force is a force component perpendicular to the crank, and an ineffective force is a component parallel to the crank which has no effect on crank rotation, and subsequently no effect on energizing the bicycle. The ration between the effective and ineffective force components has been discribed as the index of effectiveness.“ [20]

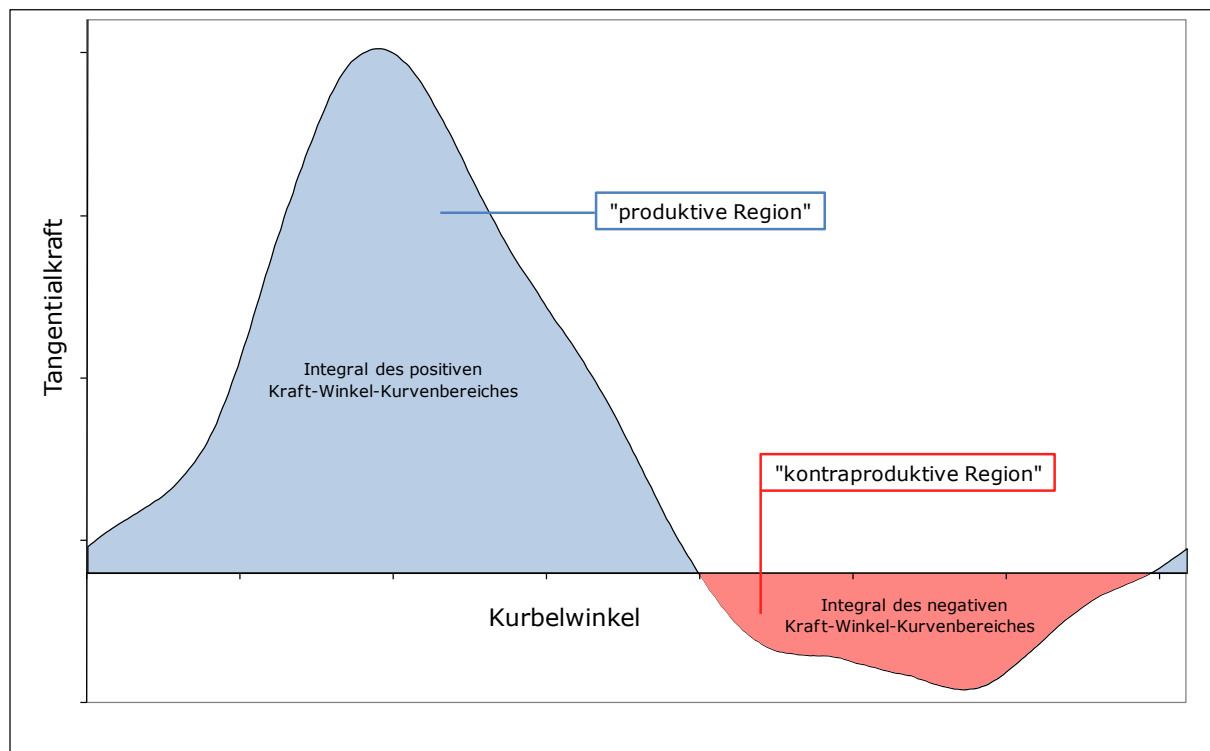


Abb. 58: Tangentialkraft-Winkel-Kurve in „produktive“ und „kontraproduktive Region“ unterteilt (modifiziert nach Gregor [20])

Um die Effektivität des Tangentialkrafteinsatzes zu bestimmen, wurden das Integral des positiven und des negativen Tangentialkraft-Winkel-Kurvenbereichs (von Gregor [20] als „produktiv“ bzw. „kontraproduktiv“ bezeichnete Region) innerhalb der Umdrehung sowie das Verhältnis (Kraftverhältnis) von beiden berechnet (Abb. 58). Das Integral ist die Fläche unter der Tangentialkraft-Winkel-Kurve im positiven Bereich bzw. über der Tangentialkraft-Winkel-Kurve im negativen Bereich. Je höher das Kraftverhältnis, desto vortriebswirksamer verläuft die Tangentialkraftkurve. D.h. für eine optimale vortriebswirksame Kraft sollte das Integral des positiven Tangentialkraft-Winkel-Kurvenbereich möglichst groß und das Integral des negativen Tangentialkraft-Winkel-Kurvenbereich möglichst klein sein. Das Kraftverhältnis ermöglicht aber keine Aussagen über die absoluten Kraftwerte. Bei allen Probanden stieg das Kraftverhältnis im Testverlauf an (Abb. 59). Interindividuelle Unterschiede nahmen bei höherer Belastung zu.

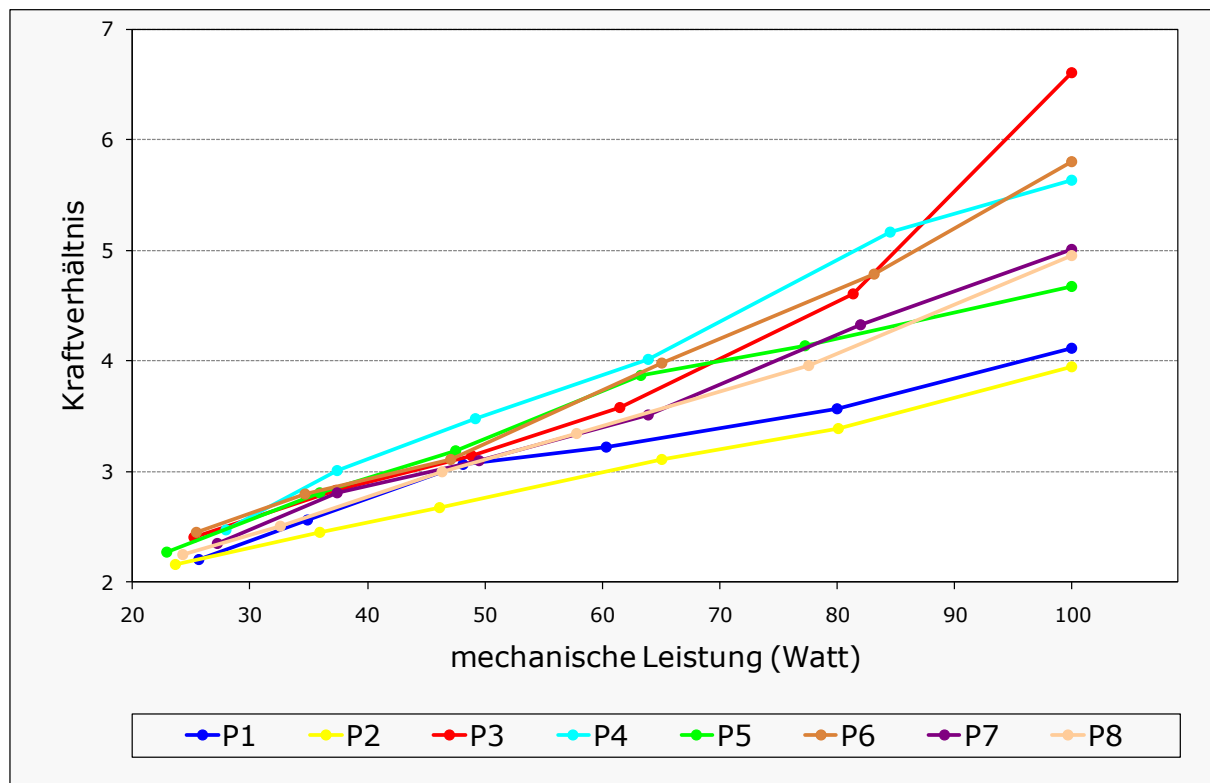


Abb. 59: Kraftverhältnis bezogen auf die mechanische Leistung, für jeden einzelnen Probanden

Die beiden Probanden mit dem höchsten Leistungsniveau waren „Proband 3“ (P3) und „Proband 7“ (P7). „Proband 3“ wies in der sechsten Belastungsstufe ein vergleichsweise hohes Kraftverhältnis auf, welches von der fünften Stufe aus steil anstieg. Die Statur von P3 war kleiner und weniger muskulös als die von P7. Ein Grund für das hohe Leistungsniveau von P3 könnte auch in dem besonders vortriebswirksamen Einsatz der Kraft begründet liegen. Die Analyse der Kraft-Winkel-Kurve von P7 zeigte ein ausgeprägtes negatives Kraft-Winkel-Kurvenintegral. Die Breite der Kraft-Winkel-Kurve im positiven Bereich sowie das Kraftmaximum waren hingegen im Vergleich zu den anderen Probanden groß. Die Statur könnte ihm eine besonders hohe Kraftentfaltung während der Abwärtsbewegung des Pedals ermöglicht haben. Ob ihm eine Veränderung im Bereich des negativen Kraft-Winkel-Kurvenintegrals einen Vorteil bringen würde, bleibt zu diskutieren.

Zusammenfassung: Der Hauptanteil des Vortriebs wurde unabhängig von der Belastungsstufe während der Abwärtsbewegung des Pedals er-

zeugt – in der Hubphase (Aufwärtsbewegung des Pedals) traten auch bei wettkampfnaher Belastung keine positiven Tangentialkräfte auf. Die Tangentialkraft-Winkel-Kurve zeichnete sich bei wettkampfnaher Belastung insbesondere durch einen steilen Anstieg, ein hohes Maximum sowie durch ein großes Integral des positiven Kraft-Winkel-Kurvenbereichs aus. Bei allen Probanden stieg das Kraftverhältnis im Testverlauf an. Interindividuelle Unterschiede nahmen bei höherer Belastung zu.

7 Diskussion

Ziel der vorliegenden Arbeit war zu klären, inwieweit sich muskuläre Beanspruchung, Kinetik der Tretbewegung und physiologische Kenngrößen beim Radfahren auf dem Ergometer sowie auf dem Laufband vom Radfahren auf der Bahn unterscheiden. Die Untersuchungsergebnisse sollen den Einsatz von Laufband oder Ergometer bei semispezifischen Techniktests begründen. Für die Trainingspraxis gibt es bisher keine Hinweise darauf, ob ein Techniktraining auf dem Laufband oder auf dem Ergometer zu bevorzugen ist. In vielen Untersuchungen wurde bereits die Tretbewegung beim Radfahren analysiert [7, 12, 16, 32, 40, 42, 55, 70, 72]. Das Untersuchungsdesign unterschied sich aber vom realen leistungsbezogenen Radfahren auf der Bahn, da die Probanden auf dem Ergometer oder auf der Rolle getestet wurden. Ein Vergleich der vorliegenden Ergebnisse mit publizierten Studien ist daher nur sehr eingeschränkt möglich.

Die Analyse von Muskelaktivität und Tangentialkraft bei wettkampfnaher Belastung auf der Radrennbahn war ein weiteres Ziel der Arbeit. Mit Hilfe der Analyse sollten Schlussfolgerungen für das Training zur Verbesserung der Wettkampfleistung gezogen werden. Die Tretbewegung während wettkampfnaher Belastung wurde bisher nur auf dem Ergometer [70] – nicht jedoch auf der Bahn analysiert.

7.1 Diskussion der Ergebnisse und Überprüfung der Hypothesen

Die Diskussion der Ergebnisse sowie die Überprüfung der Hypothesen gliedert sich, ebenso wie die Ergebnisdarstellung, in zwei Teile: Im ersten Teil erfolgt die Diskussion des Vergleichs zwischen dem Radfahren auf der

Bahn und dem Ergometer sowie dem Laufband. Im zweiten Teil werden die Ergebnisse aus der Analyse der wettkampfnahen Belastung auf der Radrennbahn diskutiert.

7.1.1 Radrennbahn vs. Ergometer (U1) sowie Radrennbahn vs. Laufband (U2)

Die Ergebnisse des Vergleichs von Bahn- und Ergometertest zeigten, dass die Belastung auf dem Ergometer nicht ohne weiteres mit dem realen Fahren auf dem Bahnrad gleichzusetzen war, da sich die muskuläre Aktivität und die Pedalkinetik beim Radfahren auf der Bahn vom Fahren auf dem Ergometer unterschieden. Für die Mehrzahl der abgeleiteten Muskeln (sechs von zehn) konnten signifikante Unterschiede nachgewiesen werden. Die Intensität der Muskelaktivität wies während der Belastung auf der Bahn bei vier Muskeln signifikant höhere Werte auf (M.bic.fem., M.gastr.lat. und M.tric.brach. mittlere und maximale EMG-Aktivität; M.gastr.med. mittlere EMG-Aktivität). Die Aktivität dauerte bei vier Muskeln während der Belastung auf der Bahn länger als beim Ergometertest (M.vast.med., M.glut.max., M.gastr.lat. und M.gastr.med.) – wobei diese nicht eher begann, sondern später beendet wurde. Die mittlere und maximale Tangentialkraft sowie die physiologischen Kennwerte (relative Sauerstoffaufnahme und Herzfrequenz) waren beim Ergometertest signifikant höher als auf der Bahn. Der Kraftanstieg erfolgte beim Ergometertest steiler (Kraftmaximum wurde eher erreicht). Diese Ergebnisse zeigen, dass einige Muskeln beim Fahren auf der Bahn zwar höher und länger beansprucht wurden – die vortriebswirksame Kraft aber dennoch geringer als auf dem Ergometer war. Eine höhere Tangentialkraft konnte somit auf dem Ergometer bei gleichzeitig geringerer Muskelaktivität realisiert werden. Im Unterschied zum Fahren auf dem Ergometer muss der Radsportler beim Fahren auf der Bahn das Gleichgewicht des Gesamtsystems Rad und eigener Körper aktiv über die Beeinflussung der Rahmenneigung des Rades sowie durch notwendige Lenkbewegungen erhalten [22]. Hierdurch könnten das veränderte Aktivitätsmuster und die verringerte für den Vortrieb

bereitstehende Kraft erklärt werden. Der Antrieb erfolgt auf dem Fahrrad über einen starren Gang – d.h. entgegen der Ergometertechnik ohne Freilauf. Der Athlet ist auf dem Fahrrad durch den starren Gang gezwungen, ständig mitzutreten. Um den Tritt nicht zu unterbrechen, wird daher auf der Bahn mehr Wert auf die Zugphase des Beines durch die Kniebeugung gelegt. So könnte der Unterschied im Antriebsverlauf eine weitere Ursache für die veränderte muskuläre Koordination darstellen. Zu vermuten ist, dass insbesondere die höhere muskuläre Aktivität der Beinbeuger (M.bic.fem., M.gastr.lat. und M.gastr.med.) auf der Bahn durch den starren Gang bedingt wurde.

Die muskuläre Aktivität unterschied sich lediglich für zwei Muskeln im Vergleich Bahn vs. Laufband: Für den M.vast.med. und M.gastr.med. konnte im Bahntest eine signifikant höhere mittlere Aktivität nachgewiesen werden. Die maximale EMG-Aktivität war bei dem M.vast.med. und M.gastr.med. auf der Bahn signifikant höher als auf dem Laufband. Unterschiede bezüglich der zeitlichen EMG-Parameter wurden nicht gefunden. Die relative Sauerstoffaufnahme, die Herzfrequenz sowie die mittlere Tangentialkraft waren bei dem Laufbandtest höher als auf der Bahn, obwohl hier keine höhere bzw. längere EMG-Aktivität nachzuweisen war. Beim Radfahren auf dem Laufband muss wie beim Fahren auf der Bahn das Gleichgewicht des Systems Rad/Fahrer aktiv gehalten werden. Auf der Bahn muss sich der Athlet mit seinem Rad an den Wechsel zwischen dem Fahren durch die Kurve und über die gerade Strecke des Rennbahnovals anpassen, was eine zusätzliche Beeinflussung der Rahmenneigung und Lenkbewegungen zur Folge hat. Diese Beeinflussung fehlt auf dem Laufband, wodurch möglicherweise bei den zwei Muskeln M.vast.med. und M.gastr.med. eine geringere muskuläre Aktivität notwendig war. Sie liegen von den abgeleiteten Muskeln als einzige medial. In der Kurve spürt der Radsportler die Fliehkraft (Zentrifugalkraft), welche ihn nach außen drückt. Er verlagert seine Gewichtskraft zur Kurveninnenseite (nach links), um nicht zu kippen. Das parabelförmige Überhöhungsprofil der Radrennbahn übernimmt zum Teil die Gegenkraft zur Fliehkraft. Dennoch ist denk-

bar, dass die medial liegenden Beinmuskeln der linken Seite in der Linkskurve bei der Realisierung der entgegengesetzten Zentralkraft vermehrt aktiv werden müssen. Die Fliehkraft wächst quadratisch mit der Geschwindigkeit [22]. Insbesondere für den M.vast.med. zeigten sich die Unterschiede zum Laufbandfahren in den hohen Belastungsstufen. Die Geschwindigkeit stieg mit den Stufen an – somit auch die Fliehkraft und damit die Intensität der EMG-Aktivität des M.vast.med. auf der Radrennbahn. Warum zeigte sich aber im Vergleich Bahn vs. Ergometer für den M.vast.med. im Mittelwert der sechs Belastungsstufen kein signifikanter Unterschied? Bei der genauen Betrachtung der Ergebnisse aus der ersten Untersuchung (U1) wird deutlich, dass hier zumindest in den letzten beiden Belastungsstufen auf der Bahn eine signifikant höhere Aktivität bestand.

Die größere Tangentialkraft in den stationären Tests (Ergometer und Laufband) könnte durch Muskeln erzeugt worden sein, welche nicht abgeleitet wurden (z.B. M.iliops., M. semitend. und M.semimembr.) oder die EMG-Aktivität lässt keine direkte Aussage über die Kraftentwicklung zu. Die Beziehung von EMG und Kraft wird in der Literatur nicht angezweifelt [1, 37, 79]. Das EMG-Signal und die Muskelkraft variieren je nach Muskel und Kontraktionsaufgabe. Es ist aber keine direkte Aussage über die erbrachte Muskelkraft möglich. "A closed-form and/or simple equation describing this relationship would be desirable and extremely useful. However, such a simple form does not exist (...)." [10].

In beiden Untersuchungen zeigten sich in den stationären Tests höhere Sauerstoffaufnahme- und Herzfrequenzwerte. Das subjektive Empfinden der Probanden tendierte hier zu einem höheren Anstrengungsgrad. Die niedrigeren physiologischen Kennwerte auf der Bahn könnten biologisch und psychologisch begründet sein: Auf Grund des Fahrtwindes, welcher beim Radfahren auf der Bahn entsteht, war die Schweißproduktion gegenüber den stationären Tests deutlich geringer. Das vermehrte Schwitzen könnte in der stationären Situation z.B. zu einem stärkeren Herzfrequenz-

anstieg geführt haben. Zudem empfindet der Athlet eine „schweißtreibende Belastung“ mit weniger Abwechslung in der Regel als anstrengender – ein psychischer Einfluss auf die physiologischen Kennwerte wäre denkbar. Insbesondere auf dem Ergometer ist die Belastung stupide – der Sportler ist weniger abgelenkt und konzentriert sich mehr auf die Belastung. Diese Vermutung wurde von den Athleten bestätigt. In der Literatur finden sich nur sehr wenige Vergleiche der physiologischen Parameter zwischen Labor- und Feldtest. Hartmann et.al. [24] fanden Unterschiede für Sauerstoffaufnahme und Herzfrequenz: Es wurden Hochleistungsrunderer bei extensiven und intensiven Belastungen auf dem Wasser und im Labor untersucht, wobei u.a. für Sauerstoffaufnahme und Herzfrequenz im Labor höhere Werte als im Wasser ermittelt wurden. Allerdings entsprach die 30-80 Watt höhere Leistung im Labor nicht der Belastung im Feld. Eine weitere Studie [76], welche Feld- vs. Labortest verglich, wurde mit Eiskunstläufern (B-D-Kader) durchgeführt. Leistungsphysiologische Daten (Herzfrequenz und Laktat) wurden beim Laufen auf dem Laufband mit denen beim Schlittschuhlaufen auf dem Eis verglichen (Stufentest). „Die metabolische Belastung war im Feldtest höher als im Labortest.“ [76] Für die maximale Herzfrequenz wurde mit Werten von $197,7 \pm 8,7$ im Feldtest vs. $200,1 \pm 10,5$ im Labortest ein signifikanter Unterschied nachgewiesen, welcher jedoch sehr gering war. Die Untersuchungsmethodik lässt darauf schließen, dass die Belastungen auf Laufband und Eis nicht uneingeschränkt vergleichbar waren.

Ein Vergleich der Muskelaktivität und Pedalkraft zwischen Feld- und Labortest ist in der Literatur nicht zu finden. Die eigenen Ergebnisse konnten daher den Publikationen zu dem Untersuchungsgegenstand „EMG und Pedalkraft im Radsport“ nicht direkt gegenübergestellt werden. Veränderungen des Muskelkoordinationsmusters durch unterschiedliche Testsituationen sind in vielen Studien nachgewiesen worden. Die Variation der Trittfrequenz hat auf die Intensität der EMG-Aktivität des M.rect.fem., M.glut.max., M.bic.fem. und M.gastr. einen großen Einfluss [3, 47, 55, 63]. Stapelfeldt wies die IEMG-Steigerung des M.tib.ant., M.gastr.,

M.bic.fem., M.vast.lat. und M.rect.fem. mit zunehmender mechanischer Leistung (Stufentest) nach. Beide Belastungsparameter – Trittfrequenz und mechanische Leistung – haben somit einen Einfluss auf die EMG-Aktivität. In der eigenen Untersuchung stiegen die Trittfrequenz sowie die mechanische Leistung stufenweise an. Das IEMG nahm bei den abgeleiteten Muskeln mit ansteigender Belastung zu. Es ist anzunehmen, dass sich die Veränderungen der Muskelaktivität durch die Trittfrequenz – und Widerstandszunahme ergaben. Veränderungen der Muskelaktivität durch Haltungsänderung auf dem Rad konnten von verschiedenen Autoren belegt werden [13, 40]. Duc et al. [13] fanden heraus, dass die Intensität und Dauer der Aktivität des M.glut.max., M.vast.med., M.rect.fem., M.bic.fem., M.bic.brach., M.tib.ant., M.rect.abd. und M.erect.spin. beim Radfahren in stehender Position größer ist als im Sitzen. Für den M.semimembr. wiesen sie einen leichten Aktivitätsrückgang nach. Die Haltung der Probanden in der vorliegenden Arbeit war auf allen Testgeräten (Rad auf der Bahn, Ergometer, Rad auf dem Laufband) gleich – ein Einfluss auf die Muskelaktivität durch diesen Parameter kann ausgeschlossen werden. Die Steigung des Laufbandes hatte in der Studie von Duc et al. [13] keinen Einfluss: „Die Intensität und Dauer der EMG-Aktivität änderte sich zwischen den drei untersuchten Steigungen nicht signifikant...“ [13]. In der eigenen Untersuchung wurde die Steigung des Laufbandes stufenförmig erhöht, um die gleiche mechanische Leistung wie beim Bahntest zu erreichen. Die Untersuchungsergebnisse von Duc et al. [13] lassen annehmen, dass sich die Aktivitätsunterschiede des M.vast.med. und M.gastr.med. zwischen Bahn- und Laufbandtest nicht auf Grund der Laufbandsteigung – und damit veränderten Rad- und Fahrerposition – ergaben. Bei der Betrachtung der Pedalkraft kommen die Autoren verschiedener Untersuchungen an Freizeitradспортlern und Spitzenfahrern meist zu ähnlichen Ergebnissen [7, 15, 27, 38]: Wie in der eigenen Arbeit festgestellt, werden die höchsten vortriebswirksamen Kräfte in den ersten 180 Grad des Kurbelkreises erzeugt. Geringe oder negative Tangentialkräfte

wurden in allen Studien während der Aufwärtsbewegung des Pedals festgestellt.

Überprüfung der Hypothesen

Die erste Hypothese konnte bestätigt werden: Die Intensität der muskulären Aktivität (dargestellt durch die mittlere und maximale EMG-Amplitude) unterschied sich beim Test auf dem Ergometer stärker als auf dem Laufband von dem Test auf der Bahn. In beiden Untersuchungen (U1 und U2) konnten diesbezüglich Unterschiede festgestellt werden. In der U1 (Bahn vs. Ergometer) zeigten sich jedoch bei vier der zehn abgeleiteten Muskeln signifikante Differenzen im Sinne einer höheren Muskelaktivität beim Fahren auf der Radrennbahn. Auf dem Laufband (U2) wurde für lediglich zwei Muskeln eine geringere mittlere und maximale Aktivität im Vergleich zur Bahn nachgewiesen. Tendenziell zeigten sich auch für die anderen abgeleiteten Muskeln in der ersten Untersuchung höhere Differenzen als in der zweiten – hierbei ging die Tendenz zu einer höheren Aktivität auf der Bahn.

Dass die Aktivierungsphasen der einzelnen Muskeln (definiert über Aktivitätsbeginn und Aktivitätsdauer in Bezug auf die Kurbelumdrehung) sich bei der Durchführung des Ergometer- und des Laufbandtests nur geringfügig von der Testdurchführung auf der Bahn unterschieden, wurde nicht uneingeschränkt bestätigt (zweite Hypothese). Für die U2 (Bahn vs. Laufband) traf diese Vermutung zwar zu, aber in der U1 dauerte die Aktivität von vier der zehn abgeleiteten Muskeln auf der Bahn länger als auf dem Ergometer. Für den Aktivitätsbeginn wurden auch hier keine signifikanten Differenzen gefunden.

Auch die dritte Hypothese konnte nur zum Teil bestätigt werden. Vermutet wurde, dass die veränderte muskuläre Aktivität auf dem Ergometer und dem Laufband die vortriebswirksame Kraft beeinflusst und dass auf dem Ergometer dieser Einfluss deutlicher wird als auf dem Laufband. In beiden Untersuchungen unterschied sich die Tangentialkraft im Vergleich zwischen den Tests (Bahn vs. Ergometer und Bahn vs. Laufband): auf der Bahn

konnte jeweils eine geringere vortriebswirksame Kraft ermittelt werden. Auffällig war, dass bei höherer muskulärer Aktivität auf der Bahn die Tangentialkraft geringer war. Dies wurde für den Vergleich zwischen Bahn- und Ergometertest deutlicher als für die zweite Untersuchung.

Die vierte Hypothese lautete: Der Punkt des Kraftmaximums in der Kurbelumdrehung unterscheidet sich zwischen dem Radfahren auf dem Laufband und dem Radfahren auf der Bahn geringer als im Vergleich Ergometer vs. Bahn. Diese Vermutung wurde betätigt. Die Position des Kraftmaximums befand sich im Vergleich Bahn vs. Ergometer beim Bahn-test in der Kurbelumdrehung bei höheren Gradwerten. Das Kraftmaximum trat hier also später auf. Der Punkt des Kraftmaximums unterschied sich in der zweiten Untersuchung nicht signifikant im Vergleich Bahn vs. Laufband.

7.1.2 Wettkampfspezifische Analyse von Muskelaktivität und Pedalkraft beim Radfahren auf der Radrennbahn (U2-T1)

Die Muskelaktivität im Bezug zur Leistung, Pedalkraft und zu den physiologischen Kenngrößen sollte möglichst wettkampfspezifisch analysiert werden. Die Beanspruchung der Muskeln (iEMG) nahm mit zunehmender Belastung im Stufentest auf der Radrennbahn zu. Insbesondere bei wettkampfnaher Belastung konnte eine deutliche Zunahme der iEMG-Aktivität nachgewiesen werden. Da sich das iEMG aus Dauer und Amplitude der muskulären Aktivität zusammensetzt, müssen sich die einzelnen Muskeln auch hinsichtlich dieser beiden Parameter an die hohe Belastung anpassen. Für den Stufentest auf dem Ergometer konnte dies auch von Stapelfeldt [70] an sieben ElitebahnradSPORTlern nachgewiesen werden. Er wählte folgendes Protokoll für den Stufentest: Beginn bei 100 Watt, Steigerung der mechanischen Leistung um 20 Watt alle drei Minuten und feste Trittfrequenz von 100 U/min. Am Ende der Belastung hatten sich die Sportler ausbelastet und erreichten ähnliche Werte bei der mechanischen Leistung wie die Probanden aus der vorliegenden Arbeit. Die Trittfrequenz war allerdings bei der Untersuchung von Stapelfeldt in der letzten Belastungs-

stufe um 20 U/min niedriger und es wurden nur fünf Muskeln abgeleitet (M.tib.ant., M.gastr., M.bic.fem., M.vast.lat. und M.rect.fem.). Die iEMG-Summe aller Muskeln nahm bei jedem von Stapelfeldt untersuchten Probanden mit zunehmender Belastung zu. Im Gegensatz zu den eigenen Ergebnissen stellte er aber bei einigen Athleten „...Kurvenabschnitte ohne Anstieg oder sogar mit einem Abfall...“ [70] fest. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung zeigten, dass bei allen Probanden die iEMG-Summe nahezu linear anstieg – es zeigten sich keine Abschnitte ohne Anstieg. Ein möglicher Grund für die unterschiedlichen Untersuchungsergebnisse könnte darin liegen, dass Stapelfeldt weniger Muskeln untersuchte. Die Muskeln, welche nicht abgeleitet wurden, hätten einen weiteren Anstieg der Kurve bedingen können. Dennoch geht aus beiden Untersuchungen hervor, dass mit zunehmender Belastung bei allen Probanden die iEMG-Summe der abgeleiteten Muskeln anstieg.

An der Anpassung der gesamten muskulären Beanspruchung an die zunehmende Belastung waren die einzelnen Muskeln unterschiedlich stark beteiligt: Die beiden Oberarmmuskeln und der M.gastr.med. hatten hierbei die geringste Bedeutung. Für den M.gastr.lat., M.vast.lat. und M.vast.med. ließ sich eine höhere Bedeutung an der Anpassung nachweisen. Den größten relativen Anteil hatten folgende vier Muskeln: M.glut.max., M.bic.fem., M.tib.ant. und M.rect.fem.. Da die vorliegenden Daten keine Interpretation von absoluten Werten erlauben, kann nur der Verlauf des Anstiegs der Muskelaktivität interpretiert werden. Die große Steigerung des iEMG mit zunehmender Belastung bei vier Muskeln (M.glut.max., M.bic.fem., M.tib.ant. und M.rect.fem.) kann nur als relative Zunahme betrachtet werden. Auch wenn diese Muskeln den steilsten Anstieg des iEMG zeigten, kann nicht gesagt werden, ob sie gleichzeitig bei wettkampfnaher Belastung die höchste Beanspruchung des Organismus bewirken. So wird der M.tib.ant., als eher kleiner Muskel, bei hoher Belastung nicht die größte Bedeutung von allen Muskeln besitzen – sondern er nimmt im Verlauf des Stufentests sehr stark an Bedeutung zu. Ihm kommt bei wettkampfnaher Belastung eine höhere Bedeutung zu als bei geringem Widerstand. Stapel-

feldt [70] konnte feststellen, dass der M.gastr. „...nur unwesentlich an der Anpassung der gesamten muskulären Beanspruchung an die äußere Belastung beteiligt ist.“ [70] Aus seiner Methodenbeschreibung ging nicht hervor, welcher Teil des M.gastr. (med. oder lat.) abgeleitet wurde – den Ergebnissen zu Folge könnte es der mediale Anteil gewesen sein. Für den M.vast.lat. und M.bic.fem. fand er einen kontinuierlichen Anstieg von einem vergleichsweise mittleren Ausgangsniveau. Der M.tib.ant. verhielt sich in Stapelfeldts Studie bis 300 Watt konstant, um dann die Aktivität rapide zu steigern [70]. Für den M.rect.fem. wies er den größten Anteil an der Anpassung der gesamten muskulären Beanspruchung nach. Die vorliegende Arbeit kam für die fünf von Stapelfeldt abgeleiteten Muskeln zu den gleichen Ergebnissen. Die Betrachtung der fünf Muskeln, welche in der eigenen Untersuchung zusätzlich abgeleitet wurden, gibt weitergehende Informationen über die Bedeutung der Muskeln für die Leistungssteigerung. Dafür wurden die Muskeln in Gruppen geteilt, wobei die Wichtigkeit von der ersten bis zur letzten Gruppe zunimmt:

- Gruppe 1: M.tric.brach., M.bic.brach. und M.gastr.med.
- Gruppe 2: M.gastr.lat., M.vast.lat. und M.vast.med.
- Gruppe 3: M.glut.max. und M.bic.fem.
- Gruppe 4: M.rect.fem. und M.tib.ant.

Für die Muskeln aus der ersten Gruppe lassen sich folgende Rückschlüsse auf ihre Funktion beim Pedalieren ziehen: Sie sind kaum an der Kraftsteigerung beteiligt und haben somit eine geringere Bedeutung für den Vortrieb als andere Muskeln. Die Oberarmmuskeln (M.tric.brach. und M.bic.brach.) verrichten statische Arbeit und gehören zu der Muskelkette, welche das Rad und den Fahrer stabilisiert und steuert. Diese Funktion ist bei niedriger und hoher Belastung ähnlich stark gefordert. Der M.gastr.med. arbeitet in der Druckphase gegen die bremsende Wirkung, welche durch die Dorsalflexion des Fußes entsteht. Er hat somit mehr eine Bedeutung für die Kraftübertragung als für die direkte Steigerung der resultierenden Kraft. Eine Verbesserung der Wettkampfleistung kann somit

kaum durch das Training der Muskeln aus der ersten Gruppe erzielt werden. Eine geringe Bedeutung für den Vortrieb haben die Muskeln der „Gruppe 2“. Dennoch sind sie mehr an der Kraftsteigerung beteiligt, als die Muskeln der „Gruppe 1“. Der M.gastr.lat. steigert seine iEMG-Aktivität mit zunehmender Belastung stärker als der M.gastr.med.. Er scheint für die Beugung im Kniegelenk bei der Kurbelumdrehung eine höhere Bedeutung zu haben als der mediale Anteil und ist somit nicht nur für die Kraftübertragung wichtig. Die Muskeln vast.lat. und vast.med. sind auf Grund ihrer Funktion als Kniestrecker an der Abwärtsbewegung des Pedals beteiligt. Im Gegensatz zu den Muskeln der dritten und vierten Gruppe hatten sie einen geringeren Anteil am Vortrieb. Das Training der Muskeln aus „Gruppe 2“ wird nur einen kleinen Einfluss auf die Leistungssteigerung bei wettkampfnaher Belastung haben. Die Muskeln der dritten und vierten Gruppe zeigten insbesondere bei wettkampfnaher Belastung eine deutliche Steigerung der Aktivität. Sie haben somit einen großen Anteil an der Anpassung der gesamten muskulären Beanspruchung an eine hohe Belastung. Ein zusätzliches spezifisches Training dieser vier Muskeln (M.glut.max., M.bic.fem., M.rect.fem. und M.tib.ant.) sollte für die Steigerung der Wettkampfleistung am sinnvollsten sein.

Das iEMG der für den Vortrieb weniger wichtigen Muskeln (M.bic.brach. und M.tric.brach.) korrelierte erwartungsgemäß mit der Tangentialkraft nur gering. Auffällig war die hohe Korrelation von iEMG der Muskeln aus „Gruppe 2“ (M.gastr.lat., M.vast.lat. und M.vast.med.) und physiologischen Parametern. Obwohl diese Muskeln ihre Aktivität mit zunehmender Belastung nur relativ gering erhöhen scheinen sie einen großen Einfluss auf die physiologische Belastung der Probanden zu haben. Hier wäre die Betrachtung der Absolutwerte hilfreich. Möglicherweise wird bei diesen Muskeln ein großer Muskelbereich aktiviert, was zu dem hohen Zusammenhang mit der Zunahme der Sauerstoffaufnahme und Herzfrequenz führt.

Bei genauerer Betrachtung der muskulären Aktivität während wettkampfnaher Belastung wurde deutlich, dass einige Muskeln sich an die hohe Be-

lastung mehr durch die Erhöhung der Amplitude und andere durch eine längere Dauer der Aktivität anpassten. Interessant ist diesbezüglich die Gewichtung bei den Muskeln, welche für die Wettkampfleistung von hoher Bedeutung sind: Die muskuläre Beanspruchung des M.glut.max. und M.bic.fem. erhöhte sich mit zunehmender Belastung auf Grund einer nahezu gleichwertigen Erhöhung von Amplitude und Dauer. Der M.bic.fem. fungierte bei niedriger und hoher Belastung als Druckmuskel (Druckphase) und besonders bei wettkampfnaher Belastung auch als Zugmuskel (Zugphase). Für die Verbesserung der Wettkampfleistung sollte der M.bic.fem. besonders durch Zugübungen – aber auch durch Druckübungen bei mittleren Intensitäten und Umfängen gekräftigt werden. Eine reine Druckfunktion übernimmt der M.glut.max. bei der Pedalumdrehung. Er streckt den Oberschenkel im Hüftgelenk und drückt ihn dabei nach unten, wobei die Kniestreckung (M. quadriceps) gleichzeitig erfolgt. Eine Kraftübung, welche der Beinbewegung der Druckphase in der Kurbelumdrehung entspricht, sollte als Druckübung mit Hüft- und Kniestreckung der Kräftigung (mittlere Intensitäten und Umfänge) des M.glut.max. dienen und ebenso den M. quadriceps fordern. Beim M.rect.fem. und M.tib.ant. lag die Gewichtung deutlich auf der Erhöhung der Aktivitätsdauer. Die Amplitude erhöhte sich bezogen auf seine maximale Aktivität ähnlich wie bei den Muskeln aus „Gruppe 2-3“. Bei wettkampfnaher Belastung war der M.rect.fem. 60 Prozent und der M.tib.ant. 30 Prozent des Kurbelkreises aktiv. Der Einsatz des M.rect.fem. ist somit vorrangig zeitbetont. Beim M.tib.ant. lässt sich ein vorwiegend kraftbetonter Einsatz vermuten, da bei ihm eine Voraktivierungsphase auffiel, welche für die Realisierung schnellkräftiger Bewegungen typisch ist (kurze, kräftige Dorsalflexion des Fußes zu Überwindung des oberen Totpunktes). Daraus kann geschlussfolgert werden, dass der M.tib.ant. vorrangig durch schnellkräftiges und der M.rect.fem. durch ausdauerakzentuiertes Krafttraining gefordert werden sollte. Dabei ist der M.rect.fem., als Druck- und Zugmuskel, durch Druck- wie auch Zugübungen zu belasten. Das Schellkrafttraining des M.tib.ant. sollte als Zugübung erfolgen.

In der Hubphase ließ sich auch bei wettkampfnaher Belastung eine Aktivitätslücke der abgeleiteten Muskeln nachweisen. Es ist möglich, dass hier eine physiologisch notwendige Aktivitätspause eintritt. Die Muskeln des anderen Beines zeigten gleichzeitig ihre Hauptaktivität. In der Hubphase müsste aber auch der M. iliopsoas (wichtigster Hüftbeuger) aktiv sein. Möglicherweise schließt er die Aktivitätslücke. Da der M. iliopsoas aber nicht abgeleitet werden konnte, ist eine Aussage dazu nicht möglich.

Ein direkter Vergleich der gewonnenen Daten mit Werten aus der Literatur war auf Grund der bislang fehlenden Publikationen zu diesem Untersuchungsgegenstand nicht möglich. Bei den meisten Studien, in denen man die EMG-Aktivität beim Radsport untersuchte, wurden keine Eliteradsportler als Probanden gewählt. Zudem beschränkten sich viele Arbeiten auf die Verwendung von semispezifischen Testgeräten wie Ergometer, Rolle oder Laufband. Nach einer umfangreichen Recherche der Literatur zu diesem Thema wurden nur Untersuchungen gefunden, bei denen man die Probanden mit wettkampfuntypischen Intensitäten (geringe mechanische Leistung und/oder Trittfrequenz) testete. Die Übertragung der Ergebnisse aus diesen Studien auf den leistungssportlichen Bahnradsporbereich (4000m-Verfolgung) erscheint problematisch. Auf Grund der verschiedenen methodischen Vorgehensweise lassen sich die Studien zum Teil nur schwer miteinander vergleichen [25, 70]. Sie unterscheiden sich von der vorliegenden Arbeit in der Belastungs- und /oder Auswertungsmethodik. Die eigenen Ergebnisse zu den Aktivitätsregionen der einzelnen Muskeln im Kurbelkreis zeigen Parallelen – aber auch Unterschiede zu anderen Studien. In der folgenden Tabelle (Tab. 43) wird die Muskelaktivitätsdauer aus sieben Untersuchungen mit den eigenen Ergebnissen verglichen. Aus der vorliegenden Arbeit wurde dafür die Aktivitätsdauer der einzelnen Muskeln bei wettkampfnaher Belastung (sechste Belastungsstufe mit 120 U/min und ca. 400 Watt) auf der Bahn für den Vergleich mit der Literatur gewählt. Für eine übersichtlichere Darstellung sind die Werte auf 10 Grad gerundet.

Tab. 43: Aktivitätsdauer (LAT) einzelner Muskeln in Grad [°] aus verschiedenen Untersuchungen – in den Spalten: vorliegende Arbeit (eigene) Belastungsstufe 1-6 gemittelt (Mw.St.1-6); sechste Stufe mit wettkampfnaher Belastung (St.6); Stapelfeldt [70]; Gregor/Green/Garhammer [21]; Henke [25]; Despires [12]; Duc/Bertucci/Pernin/Grappe [13]; Zschorlich [81]; Jorge/Hull [33])

Muskel	eigene Mw.St.1-6	eigene St.6	[70]	[21]	[25]	[12]	[13]	[81]	[33]
M.vast.lat.	130	150	140	140	170	290	—	—	180
M.rect.fem.	150	220	150	240	120	180	130	90	210
M.vast.med.	120	130	—	190	170	—	160	—	—
M.glut.max.	100	130	—	180	130	160	100	120	130
M.bic.fem.	170	210	110	220	170	280	80	200	260
M.tib.ant.	70	110	140	110	70	160	240	140	90
M.gastr.lat.	190	210	170	140	210	—	190	220	240
M.gastr.med.	150	160							

Deutliche Unterschiede zeigten sich für den M.rect.fem.: in den Studien von Stapelfeldt [70]; Henke [25]; Duc/Bertucci/Pernin/Grappe [13] und Zschorlich [81] konnte für diesen Muskel eine kürzere Aktivitätsdauer (LAT) gefunden werden. Der Aktivitätsbeginn (BEG) unterscheidet sich hierbei kaum – vielmehr zeigte sich in den eigenen Ergebnissen ein späteres Abschalten des Muskels. Im Vergleich zu der LAT aus Spalte 2 der Tab. 43 (eigene Ergebnisse – Mw. aus allen sechs Belastungsstufen) reduziert sich der Unterschied deutlich. Dies könnte daran liegen, dass die Belastung in den genannten Untersuchungen geringer war als die wettkampfnaher Belastung im eigenen Test. Der Mittelwert aus allen sechs Belastungsstufen entspricht hingegen einer niedrigeren Belastung. Lediglich bei Stapelfeldt [70] erfolgte eine Ausbelastung von Eliteradfahrern (n=8) mit ähnlicher Endleistung (400 Watt) wie in der eigenen Untersuchung – die Trittfrequenz war aber um 20 U/min geringer. Stapelfeldt [70] bildete die Aktivitätsdauer der einzelnen Muskeln aus dem Mittelwert der Belastungsstufen (100 U/min; 100 bis 400W, 20W/3min.) über alle Probanden. Die LAT bezieht sich somit nicht auf die Endleistung. Auch der M.bic.fem. war bei Stapelfeldt [70] und Duc/Bertucci/Pernin/Grappe [13] viel kürzer aktiv – wobei der Muskel früher abschaltete als in der eigenen Untersuchung.

Besonders auffällig war zudem die längere LAT des M.vast.lat. bei Despires [12]. und des M.tib.ant. bei Duc/Bertucci/Pernin/Grappe [13]. Letztere haben möglicherweise die Voraktivierung des M.tib.ant. in die LAT einbezogen – so ließe sich die durchgehende Aktivität bis 200 Grad erklären (vs. 20 Grad in der eigenen Untersuchung). Im Vergleich der eigenen Ergebnisse mit den genannten Studien zeigten sich für die Aktivitätsregionen (ergibt sich aus Aktivitätsbeginn und Aktivitätsdauer) der anderen Muskeln (M.vast.med., M.glut.max. und M.gastr.) geringe Unterschiede. Die EMG-Ableitung des M.vast.med. erfolgte aber nur in drei Untersuchungen – ein Vergleich ist hier somit nur eingeschränkt möglich. Sechs der genannten Autoren leiteten den M.gastr. ab – wobei aus der Methodik nicht hervorging, auf welchen Teil des Muskels sich die Ergebnisse beziehen (lat. oder med.). Die gefundenen Abweichungen lassen sich möglicherweise auf die zum Teil sehr unterschiedliche Untersuchungsdurchführung und Auswertemethodik zurückführen. So führte z.B. Zschorlich [81] seine Test auf freier Strecke mit Höhendifferenzen durch (keine konstante Leistung und Trittfrequenz). Das EMG wurde in Zeitfenstern von 40 ms bestimmt – was bei 100 U/min eine Genauigkeit von lediglich 24 Grad ergibt. Für die Beschreibung der Aktivitätsregionen wählte Zschorlich [81] einen Einzelfall aus – wobei aus der Untersuchung nicht hervorgeht, wie repräsentativ dieser für das Probandenkollektiv (Kaderathleten und Freizeitfahrer) war. Despires [12] untersuchte drei Radamateure mit dem Rad auf dem Laufband bei einer Trittfrequenz von 90 U/min. Für die EMG-Auswertung wurden nur 7,5 Umdrehungen gemittelt und die Genauigkeit entsprach einem Kurbelwinkel von 17 Grad. Die Aktivitätsregionen ergaben sich bei Gregor/Green/Garhammer [21] aus einer Studie an zehn Eliteradfahrern. Diese wurden fünf Minuten auf dem Ergometer bei einer gleichbleibenden Trittfrequenz von 85 U/min und 1020 kpm getestet. Kritisch anzumerken sind die geringe Genauigkeit von 36 Grad der Kurbelumdrehung sowie die Auswertung von nur zehn Zyklen. Jorge/Hull [33] untersuchten sechs erfahrende Radfahrer mit dem Rad auf der Rolle bei 80 U/min und 83, 100 und 125 Watt. Die ausgewerteten zwei Zyklen so-

wie 36 Grad Kurbelwinkel erscheinen wenig genau. Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die eigenen Ergebnisse zu den Aktivitätsregionen der einzelnen Muskeln im Kurbelkreis zum Teil deutliche Unterschiede zu anderen Studien aufweisen. Der Grund für die verschiedenen Aktivitätsregionen könnte in der Auswertungsmethodik zu finden sein: Die Anzahl der ausgewerteten EMG-Werte pro Umdrehungszyklus unterscheidet sich in den Studien. In der eigenen Untersuchung wurden 360 Werte pro Zyklus (1 Grad Genauigkeit) ausgewertet – was wesentlich genauer ist als z.B. bei Jorge/Hull [33] mit 10 Werten (36 Grad Genauigkeit). Auch die Anzahl der ausgewerteten Zyklen lag in den meisten Studien deutlich niedriger. Zudem unterscheidet sich die eigene Arbeit in der Untersuchungsdurchführung von den anderen Studien. Die Belastung lag mit 120 U/min und 400 Watt zum Teil deutlich höher als in den genannten Untersuchungen. Dieser Belastungsbereich entspricht jedoch der wettkampftypischen Belastung im Bahnradspport (4000m-Verfolgung).

Die Tangentialkraft-Winkel-Kurve zeichnete sich bei wettkampfnaher Belastung insbesondere durch einen steilen Anstieg, ein hohes Maximum sowie durch ein großes Integral des positiven Kraft-Winkel-Kurvenbereichs aus. Der Hauptanteil des Vortriebs wurde unabhängig von der Belastungsstufe während der Abwärtsbewegung des Pedals erzeugt – in der Hubphase (Aufwärtsbewegung des Pedals) traten auch bei wettkampfnaher Belastung keine positiven Tangentialkräfte auf. Zu diesem Ergebnis kamen auch Hillebrecht et al. [27] in einer Studie mit Elitebahnradspportlern: „Hoch qualifizierte Fahrer erzeugen den Großteil des Vortriebs in der Abwärtsbewegung des Pedals. Sie zeigen höchstens eine Entlastung des Pedal in der Aufwärtsphase, jedoch keine aktive vortriebswirksame Zugbewegung. Selbst bei steigender Belastung werden große Änderungen der Kraftverläufe nur im Sektor 2 sichtbar. Im vierten Sektor finden sich nur geringe Veränderungen.“ [27] Vergleicht man den Kraftverlauf bei wettkampfnaher Belastung mit dem biomechanisch als optimal bezeichneten „Runden Tritt“ so wird deutlich, dass es insbesondere während der Aufwärtsbewegung des Pedals Abweichungen gibt. Der Radfahrer müsste für einen „Runden

Tritt“ auch hier Vortrieb erzeugen. Was aus biomechanischer Sicht optimal erscheint, kann aus physiologischer Sicht jedoch zu negativen Effekten führen. Bei allen Probanden stieg das Kraftverhältnis im Testverlauf an – was vorrangig auf das vergrößerte Integral des positiven Kraft-Winkel-Kurvenbereichs zurückzuführen ist. Anzustreben ist somit insbesondere die Optimierung der Abwärtsbewegung des Pedals.

Überprüfung der Hypothesen

Die Hypothese 5 wurde bestätigt: Das IEMG – als Kennwert der muskulären Beanspruchung – nahm mit zunehmender mechanischer Leistung bei einzelnen Muskeln mehr zu als bei anderen. Es konnte hieraus eine Bedeutung der einzelnen Muskeln für die Leistungssteigerung abgeleitet werden.

Die Hypothese 6 lautete: Die physiologischen Kenngrößen und die Tangentialkraft steigen mit zunehmender muskulärer Beanspruchung an. Diese Hypothese konnte für die Muskeln der dritten und vierten Gruppe (M.glut.max., M.bic.fem., M.rect.fem. und M.tib.ant.) sowie für die Mm. vastii uneingeschränkt bestätigt werden. Die Muskeln der „Gruppe 1“ (M.tric.brach., M.bic.brach. und M.gastr.med.) zeigten eine geringe bis mittlere Korrelation mit Tangentialkraft, Sauerstoffaufnahme und Herzfrequenz. Das iEMG des M.gastr.lat. korrelierte mit der Tangentialkraft gering – aber mit den physiologischen Kenngrößen hoch.

Bei wettkampfnaher Belastung zeigten sich Besonderheiten in der inter-muskulären Koordination. Die Aktivitätsdauer und die Amplitude der Aktivität änderten sich bei den einzelnen Muskeln von niedriger zu hoher Belastung unterschiedlich. Die Anpassung von geringer an die wettkampfnaher Belastung wurde somit von den Muskeln unterschiedlich realisiert. Die Hypothese 7 wurde damit bestätigt.

7.2 Methodenkritik

Ein Problem der vorliegenden Studie ist die geringe Probandenzahl (n=8). Es kann aber nur bei Bahnradfahrern mit sehr hohem Niveau von einer

sehr guten Trettechnik und muskulären Koordination ausgegangen werden. Die einzige Möglichkeit einer Differenzierung zwischen „gutem“ und „schlechterem“ Bahnradfahrer bestand in der Auswahl nach Kaderzugehörigkeit. Somit wurden die A/B und C-Kader für die Untersuchung ausgewählt. Zudem forderte das komplexe Untersuchungsdesign mit zeitaufwendigen Tests eine Einschränkung der Probandenanzahl.

Innerhalb des Probandenkollektives bestand eine gewisse Inhomogenität bezüglich der Leistungsfähigkeit. Somit lag die mechanische Leistung in der letzten Belastungsstufe (Ausbelastung) bei den weniger leistungsfähigen Probanden auch niedriger als bei den leistungsstärksten Athleten. Da aber für jeden Probanden auch die Leistung normiert wurde, stellt dies kein Problem dar.

Im Tretzyklus erfolgte die Synchronisation der Kraft – und EMG Daten mittels Kurbelimpuls. Dieser wurde bei jeder Umdrehung ausgelöst, als die linke Kurbel senkrecht nach oben stand (oberer Totpunkt). Der durch Magnet und Reed-Kontakt ausgelöste Impuls wurde im Versuch anschließend mittels Monoflop zu einem Rechteckimpuls geformt. Getriggert wurde auf die fallende Flanke des Signals. Nach Abschluss der Datenauswertung wurde festgestellt, dass die Vorderflanke (steigende Flanke) hätte genutzt werden müssen. Die Folge war ein zeitlicher Versatz der EMG- und Kraftdaten um 20° in Tretrichtung. Damit erklärte sich zum Beispiel das untypisch späte Kraftmaximum bei etwa 110° statt 90° . Der Fehler war kontinuierlich und hat für die Auswertung (Vergleich mobil vs. stationär) in der vorliegenden Arbeit keine Relevanz. Sein Einfluss kann daher vernachlässigt werden. In allen Abbildungen und für die Beschreibung der Aktivitätsregionen sowie der Kraft-Winkel-Kurven wurde der Fehler korrigiert.

Nicht einfach war die zeitliche Planung der beiden Untersuchungen hinsichtlich der Jahresplanung der Athleten. Bahnradsportler aus dem Elitebereich sind über das gesamte Jahr hinweg wegen Rundfahrten, Trainingslagern und Wettkämpfen unterwegs. Zudem sollten die mobilen Tests beider Untersuchungen für eine hohe Vergleichspräzision im Berliner Ve-

Iodrom erfolgen. Hier war es aber sehr schwer, Hallenzeiten zu bekommen. Aus diesem Grund wurde die Reproduzierbarkeit der einzelnen Tests für die Elite-Probandengruppe nicht überprüft. Stattdessen erfolgte ein Test mit Retest auf der Radrennbahn mit Bahnradsportlern aus dem Juniorenbereich. Die Unterschiede zwischen Test und Retest dieser Probanden wurden in der Arbeit als Auswertungskriterium einbezogen (vgl. 5.5).

Voraussetzung für den Vergleich der Muskelaktivität, Pedalkraft und physiologischen Kenngrößen ist die gleiche Belastung in den verschiedenen Testsituationen. Das heißt, auf der Bahn mussten die gleiche Trittfrequenz und mechanische Leistung wie auf dem Ergometer bzw. Laufband realisiert werden. Würde z.B. auf der Bahn mit einer anderen Trittfrequenz bzw. mechanischen Leistung getestet als auf dem Ergometer, könnte dies eine Veränderung der muskulären Aktivität zur Folge haben, welche nicht von den Unterschieden in den Ergebnissen abgrenzbar wäre. Die Trittfrequenz zu einhundert Prozent genau zu reproduzieren ist jedoch selbst von Eliteradfahrern nicht zu realisieren [vgl. 70 S.43]. In der vorliegenden Untersuchung gelang es den Eliteradfahrern besser die vorgegebene Trittfrequenz in den einzelnen Tests zu realisieren als den Juniorenradfahrern aus der Reproduktionsgruppe, obwohl diesen zweimal die gleiche Testsituation vorgegeben wurde (Bahn vs. Bahn). Eine Veränderung der Trittfrequenz bedingt bei der vorliegenden Testmethodik auch immer eine Änderung der mechanischen Leistung. Für einige Belastungsstufen wurden signifikante Unterschiede für die Trittfrequenz und mechanische Leistung in den Tests Bahn vs. Ergo (U1) sowie Bahn vs. Laufband (U2) nachgewiesen. Die Belastung zwischen den Tests unterschied sich aber weniger als bei der Reproduktionsgruppe. Auch bei der Untersuchung von Stapelfeldt [70] waren die Elitebahnradfahrer nicht in der Lage, die vorgegebene Trittfrequenz einzuhalten. Die Abweichungen entsprechen hier in etwa denen in der eigenen Untersuchung. Die mechanische Leistung ergibt sich aus Kraft mal Geschwindigkeit. Wenn die mechanische Leistung zwischen den Tests nicht identisch ist, so muss sich folglich auch der Untersuchungsparameter Tangentialkraft unterscheiden. Für die mittlere Tangentialkraft ergaben sich

signifikante Unterschiede zwischen den Tests in beiden Untersuchungen (U1 – Bahn vs. Ergo sowie U2 – Bahn vs. Laufband). In der U1 und U2 war die mittlere Tangentialkraft beim Bahntest niedriger als auf dem Ergometer bzw. dem Laufband. Zu erwarten wäre gewesen, dass die niedrigere Belastung – und damit geringere Tangentialkraft – auf der Bahn eine geringere muskuläre Aktivität in den Bahntests bedingt. Die Ergebnisse zeigten jedoch, dass die EMG-Aktivität beim Bahntest trotzdem höher als auf Ergometer bzw. Laufband war. Der Grund dafür wurde bereits in Absatz 7.1.1 diskutiert.

7.3 Ausblick und Schlussfolgerungen für die Trainingspraxis

Der erste Ergebnisteil hat gezeigt, dass sich die muskuläre Koordination beim Radfahren auf der Bahn vom Fahren auf dem Ergometer (U1) für signifikant mehr Muskeln unterscheidet als beim Bahnfahren vom Radfahren auf dem Laufband (U2). Tangentialkraft und physiologische Kennwerte veränderten sich in beiden Untersuchungen (U1 und U2) signifikant im Testvergleich.

Ob ein spezifisches Techniktraining, z.B. Feedbacktraining, auf dem Ergometer oder mit dem Rad auf dem Laufband durchgeführt werden sollte, kann auf Grund der Ergebnisse nicht eindeutig gefolgert werden. Zu bevorzugen wäre immer die reale Situation mit dem Rad auf der Bahn. Ein Feedbacktraining ist hier aber technisch derzeit nicht umsetzbar. Da sich zumindest die Muskelaktivität beim Radfahren auf dem Laufband nur geringfügig vom Bahnfahren unterscheidet, könnte z.B. ein Feedbacktraining auf dem Laufband bevorzugt werden. Es ist anzunehmen, dass eine Verbesserung der muskulären Koordination sowie die Optimierung der Pedalkinetik im Training nicht vorrangig auf dem Ergometer erfolgen sollten.

Ausblickend ist zu hinterfragen, ob sich die Pedalkinetik auf Ergometer oder Laufband optimieren lässt und ob ein Transfer auf das reale Bahnradfahren möglich ist. Hierzu sind weitere Untersuchungen notwendig.

Im zweiten Ergebnisteil der vorliegenden Arbeit wurde festgestellt, dass die Beanspruchung einzelner Muskeln mit zunehmender Belastung ver-

schieden stark anstieg. Da keine Absolutwerte bekannt sind, lassen sich daraus nur bedingt Konsequenzen für die Trainingspraxis ableiten. Um die wettkampfspezifische Leistung zu erhöhen sollte überprüft werden, ob das Training der Muskeln mit dem steilsten iEMG-Anstieg den größten Effekt für die Verbesserung des Vortriebs bei wettkampfnaher Belastung bedingt. Beim Training mit hohen Umfängen und niedrigen Intensitäten werden sinnvolle Reize für einen bestimmten Teil der Muskeln gesetzt – hier werden jedoch die Muskeln, welche eine große Bedeutung für die Leistungssteigerung haben, deutlich weniger angesprochen. Die physiologische Adaptation und das Training des für die hohe Belastung typischen Muskelkoordinationsmusters können nur durch das Setzen eines entsprechend intensiven Reizes gelingen. Hierfür könnte ein Intervalltraining bei hoher mechanischer Leistung und wettkampfnaher Trittfrequenz erfolgen – der Nutzen dieser Belastung müsste überprüft werden. Außerdem empfiehlt sich ein spezifisches Krafttraining, der Muskeln, welche bei wettkampfnaher Belastung besondere Bedeutung besitzen. Wird in der Trainingsperiodisierung der Schwerpunkt zu sehr auf ein umfangreiches Training mit niedrigen Intensitäten gesetzt, so könnte sich dies nachteilig auf das wettkampfspezifische Muskelkoordinationsmuster auswirken. Für die Tangentialkraft-Winkel-Kurve wurden bei hoher Belastung Besonderheiten deutlich. Daher sollte beim Techniktraining, z.B. Feedbacktraining mit dem Rad auf dem Laufband, folgende Kraftparameter besonders angesteuert werden: steiler Anstieg der Tangentialkraft-Winkel-Kurve, hohes Kraftmaximum, großer positiver Kraftimpuls sowie hohes Kraftverhältnis. Trainingsprogramme mit spezieller biomechanischer Ausrichtung müssten entwickelt und überprüft werden. Inwieweit sich dabei auf der physiologischen Seite Beeinträchtigungen bzw. Nachteile ergeben, muss herausgefunden werden. Ob ein derartiges Training die Wettkampfleistung verbessert sollte durch Untersuchungen belegt werden.

8 Zusammenfassung

Einleitung: In der Bahnradisziplin 4000-Verfolgung sank in den letzten Jahren das Leistungsniveau der deutschen Athleten sehr stark. Ein Grund hierfür sind Defizite in der Trettechnik. Zudem können die Athleten die Wettkampfleistung nicht über die gesamte Zeit halten. Im BahnradSPORT wird die Leistung von konditionellen und koordinativen Fähigkeiten bestimmt. Zur Beschreibung der Leistung hat sich in der Kaderleistungsdiagnostik des BahnradSPORTS die Bestimmung physiologischer Parameter etabliert. Würden im Stufentest nicht nur physiologische – sondern auch biomechanische Parameter betrachtet werden, so könnten präzisere Aussagen zu der radsportlichen Leistungsfähigkeit getroffen werden. Leistungsdiagnostik und Techniktraining könnten auf dem Ergometer oder dem Rad auf dem Laufband durchgeführt werden. Ziel dieser Arbeit war es zu klären, inwieweit sich muskuläre Beanspruchung, Kinetik der Tretbewegung und physiologische Kenngrößen beim Radfahren auf dem Ergometer oder auf dem Laufband vom Radfahren auf der Bahn unterscheiden. Im Radsporttraining ist schlussendlich immer die Verbesserung der Wettkampfleistung das Ziel. Um die Leistung beeinflussen zu können, müssen die Besonderheiten des Muskelkoordinationsmusters sowie des Tangentialkraftkurvenverlaufes im wettkampfspezifischen Intensitätsbereich erkannt werden. Ein weiteres Ziel der Arbeit war daher die Analyse von Muskelaktivität und Tangentialkraft bei wettkampfnaher Belastung auf der Radrennbahn, um hieraus Schlussfolgerungen für die Trainingspraxis zu ziehen.

Kurzbeschreibung der Untersuchung: Die Studie teilte sich in zwei Untersuchungen (U1 und U2). Acht ElitebahnradSPORTler führten vier Tests durch: In der U1 wurden zwei Stufentests – einer mit dem Rad auf der Radrennbahn und einer auf dem Radergometer – absolviert. Zwei weitere Stufentests erfolgten in der U2 auf der Radrennbahn und mit dem Rad auf dem Laufband. Untersuchungsparameter waren Muskelaktivität, Pedalkinetik und physiologische Kenngrößen. Diese gemessenen Daten wurden

für die Berechnung folgender Parameter verwendet: Aktivitätsbeginn (BEG) und Aktivitätsdauer (LAT) der einzelnen Muskeln; Intensität der muskulären Aktivität und die Tangentialkraft links, dargestellt durch die mittlere und maximale EMG- bzw. Kraftamplitude; Position der maximalen Amplitude im Kurbelkreis für EMG und Tangentialkraft links; integriertes EMG (iEMG); relative Sauerstoffaufnahme und Herzfrequenz. In der statistischen Auswertung wurden Mittelwerte (Mw.), Standardabweichungen (SD) und Häufigkeiten berechnet. Die Signifikanzprüfung der Mittelwertunterschiede erfolgte mit dem t-Test für gepaarte Stichproben. Für einen Teil der Daten wurden Korrelationen überprüft.

Zusammenfassung der Ergebnisse: Im ersten Ergebnisteil zeigten sich Unterschiede für die physiologischen Kennwerte, die Tangentialkraft und die Muskelaktivität im Vergleich Bahn vs. Ergometer sowie Bahn vs. Laufband. Die folgende Tabelle (Tab. 44) fasst den Vergleich beider Untersuchungen (U1 und U2) zusammen.

Tab. 44: Zusammenfassung – Vergleich aller Auswertungsparameter der beiden Tests aus der ersten und zweiten Untersuchung

	signifikant höher/größer bei			signifikant höher/größer bei	
Parameter	U1-T1 (Bahn)	U1-T2 (Ergo.)		U2-T1 (Bahn)	U2-T2 (LB)
mittlere EMG-Aktivität	M.bic.fem. M.gastr.lat. M.gastr.med. M.tric.brach.	—		M.vast.med. M.gastr.med.	—
maximale EMG-Aktivität	M.bic.fem. M.gastr.lat. M.tric.brach.	—		M.vast.med. M.gastr.med.	—
Pos. Ampl. max.	M.gastr.med.	—		kein Unterschied	
BEG	kein Unterschied			kein Unterschied	
LAT	M. vast.med. M.glut.max. M.gastr.lat. M.gastr.med.	—		kein Unterschied	
mittlere Tangentialkraft	—	+		—	+

	signifikant höher/größer bei			signifikant höher/größer bei	
max. Tangentialkraft	—	+		kein Unterschied	
Grad Pos. Kraftmax.	+	—		kein Unterschied	
Sauerstoffaufnahme	—	+		—	+
Herzfrequenz	—	+		—	+

Im zweiten Ergebnisteil wurde nachgewiesen, dass die muskuläre Beanspruchung mit zunehmender Belastung ansteigt. Bei den einzelnen Muskeln stieg die muskuläre Beanspruchung für die Anpassung an die zunehmende Belastung unterschiedlich stark an: Die beiden Oberarmmuskeln und der M.gastr.med. hatten hierbei die geringste Bedeutung. Für den M.gastr.lat., M.vast.lat. und M.vast.med. ließ sich eine höhere Bedeutung nachweisen. Den größten Anteil hatten folgende vier Muskeln: M.glut.max., M.bic.fem., M.tib.ant. und M.rect.fem.. Die Anpassung an die wettkampfnähe Belastung erfolgte bei den Muskeln unterschiedlich - einige erhöhten vorrangig ihre Aktivitätsdauer und andere die Intensität der Muskelaktivität. Die wettkampfnähe Belastung zeichnete sich durch einen steilen Anstieg der Tangentialkraft-Winkel-Kurve, ein hohes Kraftmaximum, ein großes Integral des positiven Kraft-Winkel-Kurvenbereichs sowie ein hohes Kraftverhältnis aus.

Schlussfolgerungen: Der erste Ergebnisteil hat gezeigt, dass sich im Vergleich Bahn vs. Ergometer (U1) die muskuläre Koordination für signifikant mehr Muskeln unterscheidet als im Vergleich Bahn vs. Laufband (U2). Tangentialkraft und physiologische Kennwerte veränderten sich in beiden Untersuchungen (U1 und U2) signifikant im Testvergleich. Ob ein spezifisches Techniktraining, z.B. Feedbacktraining, auf dem Ergometer oder mit dem Rad auf dem Laufband durchgeführt werden sollte, kann auf Grund der Ergebnisse nicht eindeutig geschlussfolgert werden. Da sich zumindest die Muskelaktivität beim Radfahren auf dem Laufband nur geringfügig vom Bahnfahren unterscheidet, sollte z.B. ein Feedbacktraining auf dem Laufband bevorzugt werden. In weiteren Untersuchungen ist zu hinterfragen, ob sich die Pedalkinetik auf Ergometer oder Laufband optimieren lässt und

ob ein Transfer auf das reale Bahnradfahren möglich ist. Aus dem zweiten Ergebnisteil lassen sich Konsequenzen für die Trainingspraxis ableiten: Um die wettkampfspezifische Leistung zu erhöhen, sollte ein spezifisches Muskelkoordinationsmuster angestrebt werden. Ob die physiologische Adaptation und das Training des für die hohe Belastung typischen Muskelkoordinationsmusters durch das Setzen eines intensiven Reizes gelingt, muss überprüft werden. Hierfür könnte ein Intervalltraining bei hoher mechanischer Leistung und wettkampfnaher Trittfrequenz erfolgen. Außerdem sollte in weiterführenden Studien hinterfragt werden, ob ein spezifisches Krafttraining der Muskeln, welchen bei wettkampfnaher Belastung besondere Bedeutung zukommt, sinnvoll ist. Beim Techniktraining, z.B. Feedbacktraining mit dem Rad auf dem Laufband, sollten folgende Kraftparameter besonders angesteuert werden: steiler Anstieg der Tangentialkraft-Winkel-Kurve, hohes Kraftmaximum, großer positiver Kraftimpuls sowie hohes Kraftimpulsverhältnis. Trainingsprogramme mit spezieller biomechanischer Ausrichtung müssten entwickelt und überprüft werden. Inwieweit sich dabei auf der physiologischen Seite Beeinträchtigungen bzw. Nachteile ergeben, muss herausgefunden werden. Ob ein derartiges Training die Wettkampfleistung verbessert, sollte durch Untersuchungen belegt werden.

Literaturverzeichnis

1. Basmaïjan JV, DeLuca CJ: Muscles alive. Their function revealed by Electromyography. Williams and Wilkins, Baltimore London Sydney (1985)
2. Basmaïjan JV, Lativ A: Integrated action and function of the chief flexors of the elbow (A detailed electromyographie analysis). J. Bone & Joint Surg. A39 (1957) 1106-1118
3. Baum BS, Li L: Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. J Electromyogr Kinesiol. 13(2) (2003) 181-190
4. Bertucci W, Duc S, Villerius V, Grappe F: Validity and reliability of the Axiom Powertrain Cycle Ergometer when compared with an SRM powermeter. Int J Sport Med 26 (2005) 59-65
5. Bogey RA, Barnes LA, Perry J: Computer algorithms to characterize individual subject EMG profiles during gait. Arch Phys Med Rehabil 73 (1992) 835-841
6. Boyd TF, Neptune RR, Hull ML: Pedal and knee loads using a multi-degree-of-freedom pedal platform in cycling. J Biomech 30 (1997) 505-511
7. Cavanagh PR, Sanderson DJ: The biomechanics of cycling: Studies of the pedaling mechanics of elite pursuit riders. In: Burke R (Hrsg.): Science of cycling. Champaign (1986) 91-122
8. Clarys JP, Cabri J, Gregor RJ: The muscle activity paradox during circular rhythmic leg movements. J Sports Sci Winter 6 (1988) 229-237
9. Craig NP, Norton KI: Characteristics of Track Cycling. Sports Med 31 (7) (2001) 457-468
10. De Luca, C J: The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of Applied Biomechanics 13(2) (1997) 135-163

11. Derksen T, Keppler J, Miller S: Chain Reactions: The Biomechanics of Biking. *BioMechanics, Cover Story, April* (2004)
12. Despires M: An electromyographic study of competitive road cycling conditions simulated on a treadmill. In: *Biomechanics 4*. Baltimore MD: University Park (1974) 349-355
13. Duc S, Bertucci W, Pernin JN, Grappe F: Muscular activity during up-hill cycling: Effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18 (2008) 116-127
14. Ericson MO: Muscular function during ergometer cycling. *Scand J Rehabil Med* 20 (1988) 35-41
15. Ericson MO, Nissel R: Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. *International Journal of Sports Medicine* 9 (1988) 118-122
16. Ericson MO, Nisell R, Arborelius UP, Ekholm J: Muscular activity during ergometer cycling. *Scand J Rehabil Med* 17 (1985) 53-61
17. Faria IE, Cavanagh PR: The physiology and biomechanics of cycling. JohnWiley&Sons New York-Santa-Barbara-Chichester-Brisbane-Toronto (1978)
18. Gerdle B, Eriksson NE, Brundin L: The Behaviour of the Mean Power Frequency of the Surface Electromyogram in Biceps Brachii with Increasing Force and during Fatigue. With Special Regard to the Electrode Distance. *Electromyography and Clinical Neurophysiology* 30 (1990) 483-489
19. Gollhofer A et al.: Reproducibility of electromyographic patterns in stretch-short-ening type contractions. *European Journal of Applied Physiology* 60 (1990) 7-14
20. Gregor RJ, Conconi F: Road Cycling: Olympic Handbook of Sports Medicine. Blackwell Science Inc, Oxford Boston (2000)

21. Gregor RJ, Green D, Garhammer JJ: An electromyographic analysis of selected muscle activity in elite competitive cyclists. In: Biomechanics 3B Baltimore (1981) 537-541
22. Gressmann M: Fahrradphysik und Biomechanik. Technik - Formeln – Gesetze. Delius Klasing Verlag Kiel Auflage: 7 (2002)
23. Hansen EA, Jorgensen LV, Sjogaard G: A physiological counterpoint to mechanics estimates of internal power during cycling at different pedal rates. Eur J Appl Physiol. 91(4) (2004) 435-442
24. Hartmann U, Mader A: Sauerstoffaufnahme, Herzfrequenz und Laktat während Ausdauerbelastungen bei Felduntersuchungen im Rudern im Vergleich zu entsprechenden ergometrischen Laborbefunden. In: Jeschke D, Lorenz R (Hrsg.): Sportartspezifische Leistungsdiagnostik - Energetische Aspekte. Wissenschaftliche Berichte und Materialien des Bundesinstituts für Sportwissenschaft, Sport und Buch Strauss, Köln (1998) 281 – 291
25. Henke T: Zur biomechanischen Validierung von Komponenten der Fahrtechnik im Straßenradsport. Dissertation Universität Potsdam (1994)
26. Hildebrand F, Dittrich A: Ergebnisbericht zur Frage der biomechanischen Kriterien einer optimierten Trettechnik im Radsport. Unveröffentlichter Forschungsbericht FKG Leipzig (1985)
27. Hillebrecht M, Schwirtz A, Stapelfeldt B, Stockhausen W, Bührle M.: Trittechnik im Radsport. Der "runde Tritt" – Mythos oder Realität? Leistungssport /6 (1998) 58-62
28. Hodges PW, Bui BH: A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contractions using electromyography. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 101 (1996) 511-519
29. Hollmann W, Hettinger T: Sportmedizin, Arbeits- und Trainingsgrundlagen. Schattauer Stuttgart New York (1980)

30. Horn A, Grundl A, Schulz H, Heck H: Minimum der HRV-Leistungskurve, Vergleich zu Kriterien der Ausdauerleistungsfähigkeit und Einfluss des Belastungsprotokolls. In: Hottenrott K (Hrsg.) Herzfrequenzvariabilität im Fitness- und Gesundheitssport. Schriftenreihe der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft Czwilina Hamburg (2004)
31. Houtz SJ, Fisher FJ: An analysis of muscle action and joint excursion on stationary bicycle. *J Bone Joint Surg Am* 41A (1959) 123-131
32. Hull ML, Jorge M: A method for biomechanical analysis of bicycle pedalling. *J Biomech* 18 (1985) 631-644
33. Jorge M, Hull ML: Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *J Biomech* 19 (1986) 683-694
34. Kautz SA, Feltner ME, Coyle EF, Baylor AM: The pedaling technique of elite endurance cyclists: changes with increasing workload at constant cadence. *International Journal of Sport Biomechanics* 7 (1991) 29-53
35. Kautz SA, Hull ML: A theoretical basis for interpreting the force applied to the pedal in cycling. *J Biomech* Feb26 (1993) 155-165
36. Kautz SA, Neptune RR: Biomechanical determinants of pedaling energetics: internal and external work are not independent. *Exer Sports Sci Rev* 30 (2002) 159-165
37. Konrad, P: EMG-FIBEL. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie. Noraxon, USA (2005)
38. Lafortune MA, Cavanagh PR: Effectiveness and efficiency during bicycle riding. In: Matsui H, Kobayashi K (Hrsg.): *Biomechanics*. Champaign (1983) 928-936
39. Leipold-Büttner W, Haberland M, Wittekopf G: Untersuchungen über den Zusammenhang von bioelektrischer und mechanischer Muskelaktivität bei dynamischer Muskelarbeit der oberen Extremitäten. *Wiss. Z. DHfK Leipzig* 20 (1979) 141-148

-
40. Li L, Caldwell GE: Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. *J Appl Physiol Sep85* (1998) 927-934
 41. Lindemann H, Wittekopf G, Junker D: Zur Muskelkoordination trainierter und untrainierter Radsportler bei unterschiedlichen Belastungsintensitäten und veränderter Trettechnik. *Wissenschaftliche Zeitschrift der Deutschen Hochschule für Körperkultur* 26 (1985) 74-90
 42. Lindemann H: Zur Vervollkommnung der Trettechnik. Dissertation Leipzig (1984)
 43. Lucia A, Joyos H, Chicharro JL: Physiological response to professional road cycling: climbers vs. time trialist. *Int J Sports Med Oct21* (2000) 505-512
 44. Lucia A, Hoyos J, Chicharro JL: Physiology of Professional Road Cycling. *Sports Medicine* 31 (5) (2001) 325-337
 45. MacIntosh BR, Neptune RR, Horton JF: Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. *Med Sci Sports Exerc Jul32* (2000) 1281-1287
 46. Manelli E, Muratore U, Gastaud M: Analisi elettromiografica della dinamica di alcuni muscoli nel ciclista. *Med Dello Sport* 36 (1983) 395-403
 47. Marsh AP, Martin PE: The relationship between cadence and lower extremity EMG in cyclists and noncyclists. *Med Sci Sport Exer* 27 (1995) 217-225
 48. Mileva K, Turner D: Neuromuscular and biomechanical coupling in human cycling. *Exp Brain Res* 152 (2003) 393-403
 49. Millet GP, Tronche C, Fuster N, Candau R: Level ground and uphill cycling efficiency in seated and standing positions. *Med Sci Sport Exer* 34(10) (2002) 1645-1652
 50. Miyashita M et al: EMG related to anaerobic threshold. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 21 (1981) 209-217

-
51. Moritani T, Muro M: Motor Unit Activity and Surface Electromyogram Power Spectrum during Increasing Force of Contraction. *European Journal of Applied Physiology* 56 (1987) 260-265
 52. Neptune RR, Herzog W: Adaptation of muscle coordination to altered task mechanics during steady-state cycling. *JBiomech* 33 (2000) 165-172
 53. Neptune RR, Herzog W: The association between negative muscle work and pedaling rates. *JBiomech* 32 (1999) 1021-1026
 54. Neptune RR, Hull ML: A theoretical analysis of preferred pedaling rate selection in endurance cycling. *JBiomech* 32 (1999) 409-415
 55. Neptune RR, Kautz SA, Hull ML: The effect of pedaling rate on coordination in cycling. *J Biomech* Oct30 (1997) 1051-1058
 56. Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE: Muscle contributions to specific biomechanical functions do not change in forward versus backward pedaling. *JBiomech* 33 (2000) 155-164
 57. Neptune RR, van den Bogert AJ: Standart mechanical energy analyses do not correlate with muscle work in cycling. *JBiomech* 31 (1998) 239-245
 58. Pfeifer K, Vogt L, Banzer W: Kinesiologische Elektromyographie (EMG). *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 54 Nr.11 (2003) 331-332
 59. Prilutsky BI, Gregory RJ: Analysis of muscle coordination strategies in cycling. *Trans Rehabil Eng* Sep8 (2000) 362-370
 60. Ratov IP, Kriazhev VD: Method of increasing mechanical efficiency of bicycle pedalling. *Biol of Sport* 7 (1990) 249-255
 61. Reck Th: Elektronische Messtechnik 4 (EMT 4) Sensorik. Unterlagen zur Vorlesung und zum Labor, Beuth Hochschule für Technik Berlin, http://prof.beuth-hochschule.de/uploads/media/EMT_4_01.pdf (2007) 10-11

-
62. Rühl H, Wittekopf G, Schier G: Auswertemöglichkeiten des Oberflächen-EMG unter leistungsphysiologischen Fragestellungen bei zyklischen Bewegungen. *Med. u. Sport* 21 (1981)
 63. Sarre G, Lepers R, Maffiuletti N, Millet G, Martin A: Influence of cycling cadence on neuromuscular activity of the knee extensors in human. *Eur J Appl Physiol* 88 (2003) 476-479
 64. Schmidbleicher D, Gollhofer A: Neuromuskuläre Untersuchungen zur Bestimmung individueller Belastungsgrößen für ein Tiefsprungtraining. *Leistungssport* 12 (1982) 298-307
 65. Schoberer U: Mobile Trainingssteuerung am Fahrrad. BISp Projektvorstellung (1995)
 66. Schumacher YO, Grathwohl D, Klein C, Heinrich L, Schmid A, Huber G, Keul J: Performance determination in highly trained cyclists-standard values as predictors of performance development. *International Journal of Sports Medicine* A125 (1999)
 67. Schumacher YO, Mueller P: Der Weltrekord in der 4000 m-Mannschaftsverfolgung. Theoretische und praktische Aspekte. *Leistungssport* 1(1) (2001) 43-47
 68. Seki K, Miyazaki Y, Watanabe M, Nagata A, Narusawa M: Surface Electromyogram Spectral Characterization and Motor Unit Activity during Voluntary Ramp Contraction in Men. *European Journal of Applied Physiology* 63 (1991) 165-172
 69. Smak W, Neptune RR, Hull ML: The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. *JBiomech* 32 (1999) 899-906
 70. Stapelfeldt B: Muskuläre Koordination von Eliteradfahrern im Stufentest auf dem SRM-Ergometer. in: BISp (Hrsg.): Nachwuchswettbewerb 1999 – Ergebnisband der prämierten Arbeiten Sport und Buch Strauß GmbH Köln (2001) 1-97
 71. Stapelfeldt B, Mornieux G: Biomechanik im Radsport. *Sportorthopädie – Sporttraumatologie* 21 (2005) 107-114

-
72. Stapelfeldt B, Mornieux G, Gollhofer A: Wirkung von Feedback-Training im Radsport auf physiologische und biomechanische Parameter. BISP-Jahrbuch – Forschungsförderung 2006/07 (2007) 175-180
 73. Takaishi T, Yamamoto T, Ono T, Ito T, Moritani T: Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. *Med Sci Sports Exerc* Mar30 (1998) 442-449
 74. Tayler AD, Bronks R: Reproducibility and validity of the quadriceps muscle integrated electromyogram threshold during incremental cycle ergometry. *European Journal of Applied Physiology* 70 (1995) 252-257
 75. Valentino B, Gualdiero L, Esposito LC, Melito F: Electromyographic analysis of some muscles in cycling athletes. *J of Sports Med phys Fitness* 26 (1986) 146-148
 76. Wiebke D, Jeschke D, Lorenz R: Aerobe Leistungsdiagnostik bei Eiskunstläufern im Labor und im Feldtest. In: Jeschke D, Lorenz R (Hrsg.): Sportartspezifische Leistungsdiagnostik - Energetische Aspekte. Wissenschaftliche Berichte und Materialien des Bundesinstituts für Sportwissenschaft, Sport und Buch Strauss, Köln (1998) 269-274
 77. Wittekopf G, Rühl H: Beispiele oberflächenelektromyographischer Untersuchungen zur Beurteilung der muskulären Koordination sportlicher Bewegungsabläufe. *Med. u. Sport* 24 (1984)
 78. Wolff R, Strunz J: Biomechanische Leistungsdiagnostik und Feedbacktraining zur Optimierung der Trettechnik im Elitebahnrad sport. BISP-Jahrbuch – Forschungsförderung 2007/08 (2008) 191-194
 79. Woods J, Bigland-Ritchie B: Linear and non-linear surface EMG-force relationships in human muscles. *Am J Phys Med* 62 (1983) 287-299
 80. Zschorlich V, Siemsen KH, Neumann F: Echtzeit-Feedback zur Verbesserung der Koordination im Techniktraining des Radsports mit

-
- Hilfe von Parallelrechnern. Vortrag beim dvs-Symposium Zinnowitz (1996)
81. Zschorlich V: Untersuchung des koordinativen Wirkungsgrades bei Radsportlern zur Bewegungsoptimierung im Techniktraining. Forschungsbericht BISp-VF 0407/06/13/89 (1989)
82. Zipp P: Optimierung der Oberflächenableitung bioelektrischer Signale. VDI-Verlag Düsseldorf (1989)

Anhang

U2 „EMG und Pedalkraft im Bahnradsport“

Persönliche Daten

Name Vorname
 Geburtsdatum Körpermasse kg
 Körperhöhe cm Innenbeinlänge cm
 Telefon Handy

Sonstige Parameter

Beschwerden ☐ nein ☐ ja
 Kader ☐ A ☐ B ☐ C ☐ D ☐ keiner
 Disziplin ☐ Bahn Ausd. ☐ Bahn Sprint
 Training/Wo. km Std.

Radeinstellung

Sattelhöhe (Oberkante Mitte Sattel - Tretlagerachse) cm
 Lenkerhöhe (Armauflage Mitte - Lot zum Boden) cm
 Sitzlänge (Sattelspitze - Lenkerende Außenkante) cm
 Lot (Lot Tretlagerachse - Abstand zur Sattelspitze) cm
 Tretlagerhöhe (Fußboden - Tretlagerachse) cm
 Kurbellänge mm

Stufentest Bahn

Übersetzung
 70 U/min 80 U/min 90 U/min 100 U/min 110 U/min 120 U/min
 Watt Watt Watt Watt Watt Watt

Stufentest Laufband

Übersetzung
 70 U/min 80 U/min 90 U/min 100 U/min 110 U/min 120 U/min
 Km/h Km/h Km/h Km/h Km/h Km/h
 % % % % % %
 Watt Watt Watt Watt Watt Watt

Verstärkung

Muskel	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Verstärk.	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>

Protokoll
Seite 1

Abb. A 1: Protokoll der zweiten Untersuchung 2004 (U2) – S.1

U2 „EMG und Pedalkraft im Bahnradsport“

Tests**Stufentest 1 (Bahn)**Testdatum:

EMG Messstart:	Abbruch:
Spiro Messstart:	Abbruch:
HRV Messstart:	
Spiro-Ruhe:	
HRV-Ruhe:	

Stufentest 2 (Laufband)Testdatum:

EMG Messstart:	Abbruch:
Spiro Messstart:	Abbruch:
HRV Messstart:	
Spiro-Ruhe:	
HRV-Ruhe:	

Auswertungsgrundlagen (Zeitverläufe EMG+Spiro letzte Min. / HRV Stufe)

Stufe / RPM	EMG		Spiro	
	Bahn	Laufband	Bahn	Laufband
1 / 70				
2 / 80				
3 / 90				
4 / 100				
5 / 110				
6 / 120				

Stufe / RPM	HRV	
	Bahn	Laufband
1 / 70		
2 / 80		
3 / 90		
4 / 100		
5 / 110		
6 / 120		

Anmerkung:	<input type="text"/>
------------	----------------------

Protokoll

Seite 2

Abb. A 2: Protokoll der zweiten Untersuchung 2004 (U2) – S.2

Danksagung

Die Fertigstellung dieser Arbeit ist der Unterstützung vieler Menschen zu verdanken. Mein ganz besonderer Dank gilt meinem Betreuer Prof. Dr. med. Roland Wolff. Seine unermüdlichen Fragen – welche mich zum Nachdenken und Finden von Lösungswegen brachten – waren insbesondere für die Diskussion der Ergebnisse eine wertvolle Hilfe.

Klaus Rölle, David Wollburg und Kai Schubert vom Institut für Entwicklung von Sportgeräten (FES) möchte ich ganz herzlich für Ihre umfangreiche Unterstützung bei den Untersuchungen sowie für die innovativen Denkanstöße danken. Nur Ihr unermüdlicher Einsatz machte die Durchführung der Tests unter derart schwierigen logistischen Gegebenheiten möglich. Sie hatten jederzeit ein offenes Ohr für spontan auftretende Fragen und gaben zudem oft emotionalen Rückhalt.

Dr. Jochen Zinner, Dr. Elke Neuendorf und Dr. Sabine Spiegel sowie den MTAs Ursula Hartmann, Andrea Rätsch und Monika Marbach vom Olympiastützpunkt Berlin möchte ich an dieser Stelle für die unkomplizierte Nutzung des Laufbandes sowie die fachliche Hilfe danken.

Die gute Zusammenarbeit mit den Trainern Bernd Dittert und Uwe Freese hat zum Gelingen der Untersuchungen wesentlich beigetragen. Zudem sei den BahnradSPORTlern gedankt, die diese Arbeit erst ermöglichten. Auf ihre Geduld, ihr Durchhaltevermögen und ihr Verständnis konnte ich mich immer verlassen.

Schließlich gebührt der größte Dank meinen Eltern und meiner Familie – nur durch sie konnte ich all dies erreichen.

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre, dass ich die vorliegende Arbeit zum Thema „Pedalkraft, Muskelaktivität und physiologische Kenngrößen auf Ergometer, Laufband und Bahn bei ElitebahnradSPORTlern“ selbständig verfasst und keine anderen Hilfsmittel als die hier angegebenen verwendet habe.

Alle Zitate sowie sinnngemäße wörtliche Wiedergaben, die anderen Werken entnommen wurden, sind unter Angabe der Quelle kenntlich gemacht.

Berlin, 23.02.2011

Janine Strunz